

BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

Jacques Faure



BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

Vj ku'r ci g'kpvgpvkpcmf 'lghv'dncpm

BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

Jacques Faure

Conception de la maquette intérieure
et de la couverture : Élisabeth Welter
Mise en page : Élisabeth Welter
Suivi de l'ouvrage : Emmanuelle Graffin
Imprimé en France

ISBN : 978-2-7598-0516-7

Tous droits de traduction, d'adaptation
et de reproduction par tous procédés,
réservés pour tous pays. La loi du 11 mars 1957
n'autorisant, aux termes des alinéas 2 et 3
de l'article 41, d'une part, que les « copies
ou reproductions strictement réservées à l'usage
privé du copiste et non destinées à une utilisation
collective », et d'autre part, que les analyses
et les courtes citations dans un but d'exemple
et d'illustration, « toute représentation intégrale,
ou partielle, faite sans le consentement de
l'auteur ou de ses ayants droit ou ayants cause
est illicite » (alinéa 1er de l'article 40). Cette
représentation ou reproduction, par quelque
procédé que ce soit, constituerait donc
une contrefaçon sanctionnée par les articles 425
et suivants du code pénal.

© EDP Sciences 2011

EDP Sciences
17, avenue du Hoggar, P.A. de Courtaboeuf, BP 112
91944 Les Ulis Cedex A, France

SOMMAIRE

7	INTRODUCTION
8	CHAPITRE 1 BIOLOGIE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE
10	CHAPITRE 2 BIOMÉCANIQUE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE UNITAIRE
20	CHAPITRE 3 BIOMÉCANIQUE DES GROUPES DENTAIRE
28	CHAPITRE 4 STATIQUE DU RESSORT FLÉCHI ENCASTRÉ À SES EXTRÉMITÉS
38	CHAPITRE 5 STATIQUE DU RESSORT DE TORQUE (FIL EN ROTATION AUTOUR DE SON AXE)
44	CHAPITRE 6 MÉCANIQUE MULTIATTACHE
48	CHAPITRE 7 ANALYSE TOPOGRAPHIQUE ET CHRONOLOGIQUE DE L'ACTION DE L'ARC
52	CHAPITRE 8 PHYSIQUE DE L'ARC
58	CHAPITRE 9 LA LIAISON ARC-BRACKET
70	CHAPITRE 10 LES LIAISONS EN ORTHODONTIE
76	CHAPITRE 11 STRATÉGIE THÉRAPEUTIQUE GÉNÉRALE ET PROTOCOLE
84	CHAPITRE 12 ANALYSE DES DIFFÉRENTES MÉCANIQUES
100	CHAPITRE 13 PROTOCOLE THÉRAPEUTIQUE EN CLASSE II SOUS MINIVIS
123	CONCLUSION
124	ANNEXES

1

2

3

4

5

6

7

8

9

10

11

12

13

BIOMÉCANIQUE ORTHODONTIQUE

JACQUES FAURE

INTRODUCTION

Qu'est-ce que l'orthodontie ? De la mécanique, encore de la mécanique, toujours de la mécanique, rien que de la mécanique. Encore ne se réfère-t-elle qu'au premier chapitre de la mécanique : la statique !

Comment les étudiants de spécialité, comme plus tard les orthodontistes diplômés, qui vivent avec la mécanique et vivent de la mécanique, peuvent-ils négliger délibérément ce domaine de la physique et se contenter de reproduire les « recettes » que sont les syllabus des typodonts ? La justification de cela tient dans leur riposte immédiate : « Dans quel ouvrage de référence trouver la base théorique, les schémas explicatifs, les équations, l'analyse que vous nous proposez ? »

En clinique, lorsque la situation impose une « mécanique à inventer », comme il est difficile d'analyser d'abord puis d'élaborer le schéma thérapeutique, ceci par exemple pour un cas d'édentation molaire mandibulaire unilatérale, dans un contexte de forte classe II, ou pour un cas d'asymétrie faciale non chirurgicale.

Conscient de ces insuffisances, nous avons patiemment entrepris d'enseigner la mécanique orthodontique à nos étudiants et d'apporter sans cesse dans les congrès pour nos confrères un éclairage mécanique aux débats principalement cliniques. Ce livre est la synthèse

de ces cours, de ces communications et de ces conférences.

L'ouvrage insiste sur l'analyse des processus physiques (flexion des poutres, mécanique du solide lié, liaison arc-bracket) et il présente très sommairement les données quantitatives spécifiques des matériels disponibles sur le marché (paramètres d'élasticité des alliages, section des arcs, gorge des brackets, informations, paramètres des ressorts hélicoïdaux). En effet, ces données varient bien sûr selon le fabricant, mais elles varient aussi dans le temps avec l'évolution technologique constante ; mais quand les matériaux changent, l'analyse physique demeure. Ces données technologiques bien sûr, mais aussi certaines considérations théoriques fondamentales sont donc reportées en annexe.

Nous espérons que l'apprentissage d'une analyse fine des mécaniques les plus complexes aidera le lecteur dans la mise en œuvre des thérapeutiques appropriées, notamment dans les situations cliniques atypiques. Nous espérons aussi que la compréhension profonde des principes d'action des outils orthodontiques l'aidera dans l'évolution constante de l'orthodontie vers de nouvelles technologies, de nouveaux matériaux, de nouveaux instruments, ou simplement des matériels à performances renforcées.

1

BIOLOGIE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE

La dent est un organe solide lié à l'os basal par son parodonte (gencive, cément, ligament, os alvéolaire). Le déplacement dentaire naturel ou provoqué s'explique par des phénomènes biologiques que nous décrirons d'abord qualitativement; nous évoquerons ensuite aussi sommairement les aspects quantitatifs du déplacement et nous présenterons enfin le modèle mécanique qui va constituer la base de ce cours.

1. LES PHÉNOMÈNES BIOLOGIQUES

Le déplacement dentaire est déterminé par des phénomènes bioélectriques et des phénomènes de pression.

1.1 Effets primaires

Lorsque nous exerçons une force sur une dent, le déplacement immédiat provoque deux types de phénomènes qui vont déterminer le mouvement :

- les contraintes subies par l'os alvéolaire génèrent des courants électriques (phénomène de piezoélectricité) qui modifient le métabolisme des cellules osseuses ;
- les compressions/extensions subies par les diverses zones du ligament engendrent des compressions des vaisseaux sanguins et compressions des fibres ligamentaires/dilatations des vaisseaux sanguins et extensions des fibres ligamentaires.

1.2 Effets à quelques heures

Au bout de quelques heures, nous observons des signes de modifications métaboliques (messagers chimiques, enzymes, etc.) et des différenciations cellulaires :

- activités ostéoblastiques inductrices d'appositions osseuses dans les zones d'extension ;
- activités ostéoclastiques inductrices de résorptions dans les zones de compression.

Le remaniement osseux commence.

1.3 Effets à plusieurs jours

Lorsque la force est maintenue trois à cinq jours, le remaniement osseux devient observable : une néo-alvéole s'est formée et le même processus peut se répéter pour prolonger le déplacement initié.

2. LES DONNÉES NUMÉRIQUES

2.1. Relation force/mouvement

Le déplacement dentaire résulte du remaniement osseux, la vitesse de déplacement dentaire n'est donc liée *a priori* qu'au *turn over* tissulaire, à la dynamique du métabolisme parodontal (ligamentaire et osseux).

2.2. Les seuils

En dessous d'un certain seuil de contrainte, le processus décrit ci-dessus ne se déclenche pas. Au-dessus d'un certain niveau, les contraintes ligamentaires et osseuses sont telles que nous

observons une destruction cellulaire dans les régions de compression : il s'agit de la hyalinisation. Le processus de déplacement est alors bloqué, et nous devons attendre la reprise d'une activité ostéoclastique de « sape », en retrait de la *lamina dura*, et une cicatrisation ligamentaire pour reprendre le mouvement initié.

2.3 Les valeurs optimales

Entre les deux seuils décrits plus haut, le déplacement est, comme nous l'avons dit, quasi indépendant de l'intensité de la force. Retenons les valeurs optimales. Pour un déplacement en version libre (*voir la définition chapitre 2, 4.2.1.*), avec des zones de compression et d'extension limitées, la force optimale est de 50 grf. Pour un déplacement en gression pure (*voir la définition chapitre 2, 4.4.2.*), avec des zones de compression et d'extension affectant toute la hauteur de la racine, la force optimale est double, de l'ordre de 100 grf.

2.4. Forces intermittentes

Certaines forces ne peuvent être appliquées en permanence, par exemple les forces extra-orales. Les auteurs s'accordent pour la nécessité d'une application minimale de six heures par jour, et les praticiens demandent en général un port minimal de dix heures. L'effet obtenu dépend de deux paramètres : l'intensité de la force et la durée d'application quotidienne.

2.5 La vitesse de déplacement

Retenons les données usuellement admises, avec les niveaux de forces optimaux définis plus haut : 1 à 1,5 mm de déplacement en gression par mois.

3. LE MODÈLE MÉCANIQUE

Lorsque nous appliquons un système de force à une dent, celle-ci se déplace au sein d'un milieu déformable partiellement élastique, le milieu ligamentaire (les propriétés élastiques du ligament sont liées aux faisceaux fibreux et à la vascularisation). La position immédiate de la dent résulte de l'équilibre entre le système de force et la réaction élastique du ligament. L'amplitude reste bien sûr limitée par l'anatomie de l'alvéole osseuse. Le remaniement osseux crée alors une néo-alvéole, conforme au nouvel équilibre de la dent. Le déterminant primaire du déplacement dentaire est donc l'équilibre primaire de la dent dans le milieu ligamentaire.

2

BIOMÉCANIQUE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE UNITAIRE

La dent est un solide indéformable ; sa racine est insérée dans une alvéole osseuse rigide à laquelle elle est reliée par un milieu élastique, le ligament alvéolo-dentaire.

La dent est donc en équilibre dans ce milieu élastique ; un système de force exercé provoque une modification de cet équilibre ; ce mouvement primaire est limité par la forme géométrique de l'alvéole osseuse (*figure 2.1*).

Nous définirons les notions de centre de résistance et de valeur d'ancrage d'une dent avant d'étudier les différents mouvements dentaires possibles.

1. CENTRE DE RÉSISTANCE

1.1. Exemples pratiques

Considérons le dispositif représenté sur la *figure 2.2*, une plaque de bois glisse sur une table horizontale; une force exercée en un point quelconque M provoque en général surtout une rotation, accessoirement une translation dans le sens de la force.

En déplaçant le point d'application M, il est possible d'en trouver un tel que la plaque de bois glisse sans rotation: on dit alors que l'axe de la force passe par le centre de résistance, Cr; une recherche analogue avec une force exercée dans une direction perpendiculaire déterminerait un second axe passant par Cr. Cr est situé à l'intersection des deux axes. Dans ce cas simple, il correspond au centre de gravité de la surface de contact plaque de bois/table support.

Le centre de dérive d'un bateau constitue une entité physique analogue; lorsque le centre de voilure est en avant du centre de dérive, le bateau tourne dans le sens du vent (il «abat»), lorsque le centre de voilure est en arrière du centre de dérive, le bateau a tendance à «loffer», à tourner face au vent: il est «ardent» *figure 2.3*.

1.2. Centre de résistance d'une dent

Le centre de résistance d'un solide est le point tel que, si nous exerçons une force quelconque en ce point, le solide se déplace dans la direction de la force sans rotation, en gression pure.

Si nous pouvions ancrer une force en divers points répartis sur la hauteur de la racine d'une dent, nous déterminerions un point tel que la dent se déplace parallèlement à elle-même, en gression pure (*figure 2.4*).

Burstone a déterminé le centre de résistance d'une dent mono-radiculée ayant la forme radiculaire idéale d'un paraboloïde de révolution: Cr est situé au tiers radiculaire cervical. Un contrôle expérimental a confirmé ces résultats.

La *figure 2.5* précise la localisation de Cr et le *tableau 2.1*, sa distance par rapport à la lumière du bracket dans le cas de l'incisive centrale supérieure, de la canine supérieure et de la première molaire.

2. VALEUR D'ANCRAGE D'UNE DENT: COEFFICIENTS DE NABBOUT-FAURE

La résistance d'une dent au déplacement s'appelle sa valeur d'ancrage. L'estimation de la valeur d'ancrage d'une dent est donnée par l'importance de sa racine caractérisée par sa surface ou son volume.

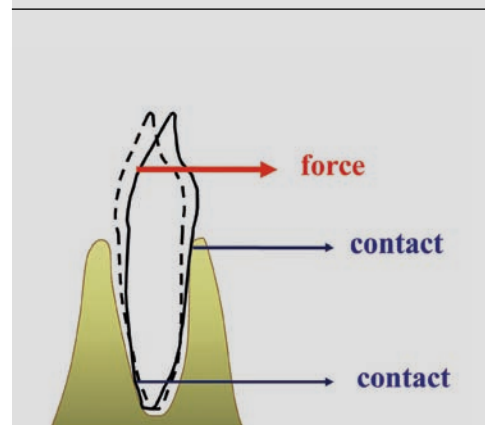
Une telle estimation suppose que le milieu ligamentaire soit isotrope et homogène, or nous savons bien que l'orientation des fibres n'est pas la même au niveau apical qu'au niveau cervical, le comportement du ligament ne sera donc pas le même pour un mouvement dans un sens donné.

Il est par ailleurs évident qu'un déplacement d'égression-ingression sera plus aisé qu'une gression mésio-distale par exemple; la prise en considération de la section radiculaire perpendiculaire au déplacement serait en toute rigueur une mesure plus adéquate.

Enfin dans un cas de déficience parodontale («déchaussement») il faudrait ne prendre en compte que la portion radiculaire possédant un parodonte sain.

DÉPLACEMENT DE LA DENT DANS L'ALVÉOLE OSSEUSE

Figure 2.1



Les données dont nous disposons sont:
(tableau 2.II)

- les valeurs surfaciques de Freeman;
- les coefficients de Jarabak basés sur l'intuition de cet auteur;
- les données volumiques et les coefficients de Nabbout, qui reposent sur un échantillon étendu et des méthodes de mesures précises. Nous nous référons uniquement à ces dernières valeurs. Il est intéressant de noter que, ici comme plus loin pour les groupes dentaires, la valeur d'ancrage est intéressante à connaître pour les dents que nous ne souhaitons pas déplacer mais aussi pour celles que nous cherchons à mobiliser.

3. SYSTÈME DE FORCE ET DÉPLACEMENT DENTAIRE

Nous présenterons d'abord les analyses de toutes les actions possibles en deux dimensions; nous terminerons en rappelant que, bien sûr, toute action exercée sur le solide dentaire se décompose le plus souvent en des composantes de translation dans les trois sens de l'espace et de rotation (composantes du vecteur moment résultant) là aussi selon les trois axes orthogonaux du repère de référence.

3.1. Système de forces

Pour déterminer le mouvement d'un solide libre dans l'espace, sous l'action d'un système de forces, nous calculons classiquement en mécanique:

- la résultante générale des forces appliquées (somme des différentes forces appliquées): \vec{F} , elle détermine le mouvement de translation du solide;
- le moment résultant autour de G (somme des différents moments appliqués autour de G, centre d'inertie du solide): \vec{M} , il détermine le mouvement de rotation du solide autour de G. En mécanique du déplacement dentaire, nous calculons:
- la résultante générale des forces appliquées (somme des différentes forces appliquées): \vec{F} ,

elle détermine le mouvement de translation de la dent;

- le moment résultant autour de Cr (somme des différents moments appliqués autour de Cr): \vec{M} , il détermine le mouvement de rotation de la dent autour de Cr.

La dent subit donc une translation CrCr' et une rotation autour de Cr' d'un angle θ . Le mouvement apparent est une rotation autour d'un point fixe appelé centre de rotation noté Cp (figure 2.6).

3.2. Force isolée

3.2.1. Version libre et centre de rotation

Lorsqu'une force isolée est exercée sur la couronne de la dent (par exemple un ressort d'une plaque mobile), le système de forces se réduit à (figure 2.7): la résultante qui est la force elle-même: \vec{F} .

Le moment résultant, en module, est:

$M = \overline{C_r P} \times F$ (vecteur perpendiculaire au plan de l'image).

La version libre est donc la combinaison d'un faible mouvement de translation dans le sens de \vec{F} , et d'une forte rotation autour de Cr, dans le sens de \vec{M} . Le mouvement de rotation l'emporte à cause de l'importance du bras de levier $\overline{C_r P}$; le centre de rotation Cp est quasi-confondu avec le centre de résistance Cr.

3.2.2. Force isolée exercée à distance: arc facial

Un arc facial peut déporter le point d'application P de la force \vec{F} à distance de la couronne. La résultante est toujours la force elle-même, mais le moment devient:

$$M = \overline{C_r H} \times F$$

$\overline{C_r H}$ désigne la distance de Cr à l'axe de la force F (figure 2.8).

3.3. Couple isolé exercé sur le bracket

Un couple est l'ensemble de deux forces: parallèles – de directions opposées – de même module – de points d'applications différents.

Le moment d'un couple est indépendant du centre de rotation. Il est égal, en module à :

$$M = F \times d$$

F désigne le module des forces et d la distance entre les deux axes des forces.

Le vecteur moment est perpendiculaire au plan contenant les deux forces (*plan de la figure 2.9*).

Un arc rectangulaire dont la position de repos est représentée à gauche (*figure 2.9*) est introduit, à droite, dans la gorge du bracket grâce à une déformation élastique d'angle θ .

Il exerce un couple F-F' dont le moment M dépend des paramètres géométriques et mécanique de l'arc (section et module de rigidité) ainsi que de l'angle de torsion axiale θ .

Le moment détermine l'intensité de l'effet de rotation (ici de torque), indépendamment du lieu d'application du couple. La rotation s'effectue autour de Cr.

3.4. Combinaison force-couple

3.4.1. Théorie

Burstone a montré que, lorsqu'une dent subit une action globale caractérisée par une résultant F et un moment résultant R, le centre de rotation Cp est distant du centre de résistance de y (*figure 2.10*):

$$M/F = 12h^2 / 175y$$

h désigne la hauteur radiculaire globale.

Nous noterons les situations limites:

– F = 0 donne y = 0; Cr et Cp sont confondus, mouvement de rotation pure autour de Cr;

– M = 0 donne y = ∞ ; Cp est rejeté à l'infini, mouvement de gression pure.

Le rapport moment/force détermine donc le rapport rotation/translation, la formule suivante se déduit immédiatement de la formule de Burstone:

$$M/F = (12h^2 / 175) \cdot \tan \theta / x$$

θ désigne le déplacement angulaire et x = CrCr' désigne le déplacement linéaire.

3.4.2. Le mouvement de translation pure

Lorsque nous combinons une force F et un couple de moment Mc, appliqués tous deux au niveau du bracket, la résultante est toujours la force elle-même, mais le moment résultant devient la somme du moment du couple, Mc, et de celui de la force, Mf.

Il est ainsi possible de choisir le moment du couple de manière à ce qu'il soit égal et opposé à celui de la force: le moment résultant est nul, nous réalisons une translation pure.

3.4.3. Choix du centre de rotation

En appliquant sur une dent ou un groupe de dents une force et un moment choisis, il est possible de déterminer le centre de rotation Cp. Ainsi, avec un même moment de torque actif (incorporé à l'arc ou au bracket) sur le groupe incisif supérieur, nous obtenons plusieurs localisations possibles de Cp (*figure 2.11*):

– en l'absence de force antéropostérieure une rotation autour de Cr: Cr et Cp confondus; le couronnes incisives avancent (a);

– avec un blocage coronaire dans le sens antéropostérieur (par exemple avec un arc dont les omégas sont ligaturés en *tie back* sur les groupes molaires), Cp est situé au niveau du bracket; la couronne incisive ne bouge pas (b);

– avec une force de recul très importante (par exemple des forces directionnelles et une mécanique intermaxillaire de classe II), les couronnes incisives reculent et le torque augmente, Cp est déporté en direction coronaire (c).

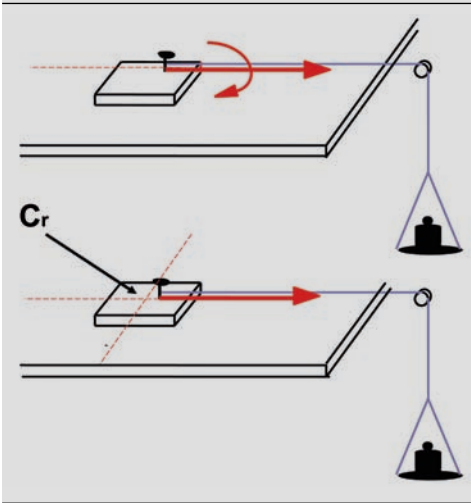
3.5. Le mouvement en «trois dimensions»

Il ne faut jamais perdre de vue que notre mécanique s'applique à des solides dentaires tridimensionnels, et qu'une action visant souvent un déplacement simple dans une direction déterminée va avoir des effets parasites ou inattendus dans les autres directions.

La *figure 2.12* permet l'analyse des effets «parasites» induits par une force haute et distale appliquée sur le bracket d'une première prémolaire mandibulaire droite libre (non liée à l'arc).

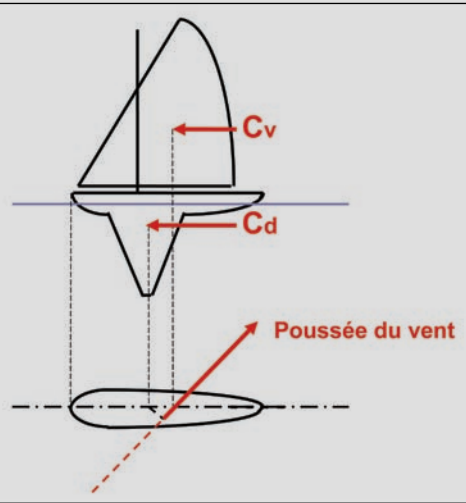
DÉTERMINATION DU CENTRE DE RÉSISTANCE: MOUVEMENT EN TRANSLATION PURE

Figure 2.2



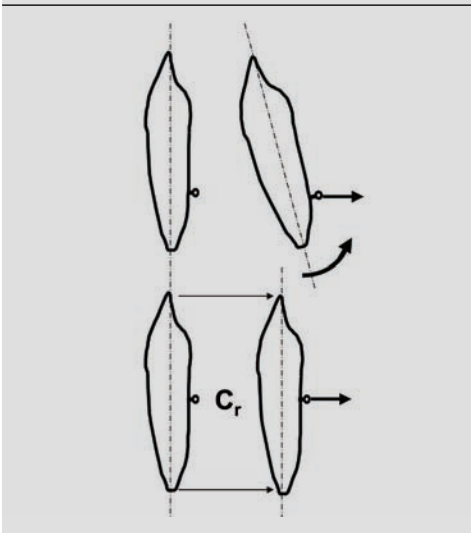
CONCEPT ANALOGUE À CELUI DE CENTRE DE RÉSISTANCE: LE CENTRE DE DÉRIVE

Figure 2.3



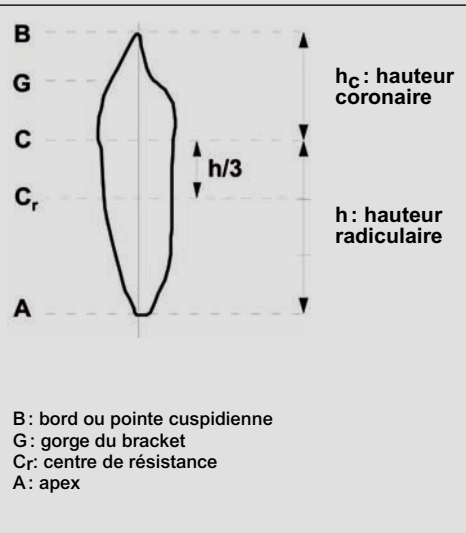
RECHERCHE DU POINT D'ANCRAGE DONNANT UN DÉPLACEMENT EN TRANSLATION PURE

Figure 2.4



LOCALISATION DU CENTRE DE RÉSISTANCE SELON BURSTONE

Figure 2.5



DISTANCE MOYENNE CENTRE DE RÉSISTANCE-GORGE DU BRACKET POUR LES INCISIVES CENTRALES, LES CANINES ET LES PREMIÈRES MOLAIRES

Tableau 2.I

			11-21	13-23	16-26
hauteur coronaire	hc	BC	10	9.5	7.5
hauteur radiculaire	h	CA	12.5	17	14.8
distance gorge-Cr	hc/2+h/3	GCr	9.2	10.42	8.7

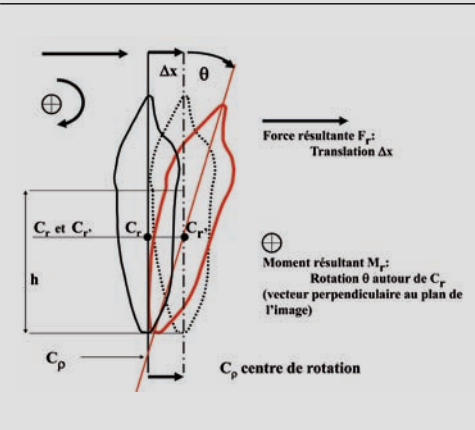
COEFFICIENTS D'ANCRAGE SELON FREEMAN, JARABAK ET NABBOUT-FAURE

Tableau 2.II

	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Surface radiculaire en mm ² Freeman	230	194	282	312	254	533	-	170	200	270	237	240	475	-
Volume radiculaire en mm ³ d'après Nabbout-Faure	321	209	366	287	296	594	545	162	171	306	240	282	564	534
Coefficient d'ancrage de Jarabak	4	3	8	7	6	9	-	1	2	8	5	5	10	-
Coefficient d'ancrage d'après Nabbout-Faure	2	1.5	2.25	2	2	4	3.5	1	1	2	1.5	2	3.5	3.5

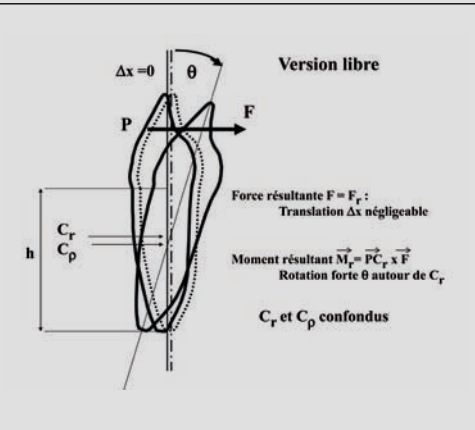
DÉPLACEMENT DANS LE PLAN D'UNE DENT
SOUMISE À UN SYSTÈME DE FORCES
ET NOTION DE CENTRE DE ROTATION C_p :
RÉSULTANTE GÉNÉRALE, F_R , INDUISANT
UNE TRANSLATION Δx
MOMENT RÉSULTANT PAR RAPPORT À C_r , M_R ,
INDUISANT UNE ROTATION θ AUTOUR DE C_R

Figure 2.6



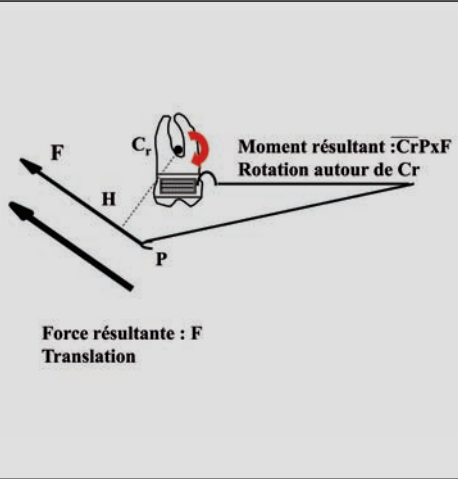
VERSION LIBRE: FORCE ISOLÉE
HORIZONTALE, F, APPLIQUÉE SUR
LA COURONNE DE LA DENT:
 $F_R = F$ ET $M_R = PC_R \cdot F$
L'IMPORTANCE DU BRAS DE LEVIER (PC_R)
ENTRAÎNE LA PRÉDOMINANCE
DE LA ROTATION

Figure 2.7



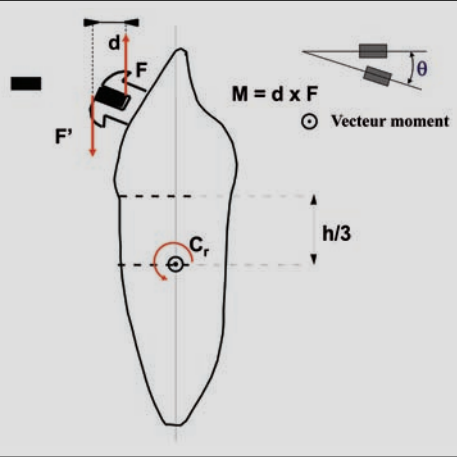
SYSTÈME DE FORCES APPLIQUÉ AUX DENTS DE SIX ANS PAR UN ARC FACIAL ET UNE FORCE EXTRA-ORALE (FEO) HAUTE

Figure 2.8



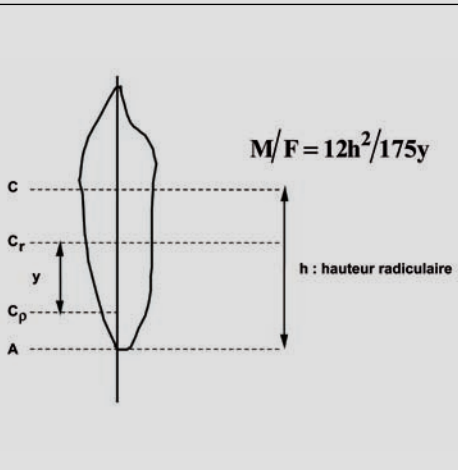
APPLICATION D'UN COUPLE ISOLÉ DANS LA GORGE D'UN BRACKET : LA CONTRAINTE EN ROTATION AXIALE DE L'ARC EST θ , ET d DÉSIGNÉ LA LARGEUR DE LA SECTION DE L'ARC

Figure 2.9



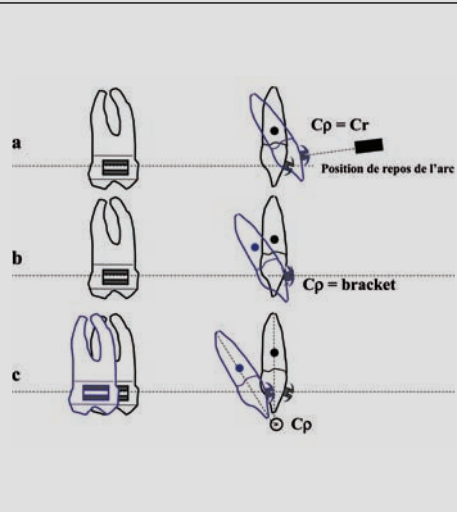
FORMULE DE BURSTONE RÉGLANT LA POSITION DU CENTRE DE ROTATION D'UNE DENT LORS D'UN MOUVEMENT QUELCONQUE DANS LE PLAN, AVEC LE SYSTÈME DE FORCE RÉSUANTANTE ET MOMENT RÉSUANT, F ET M

Figure 2.10



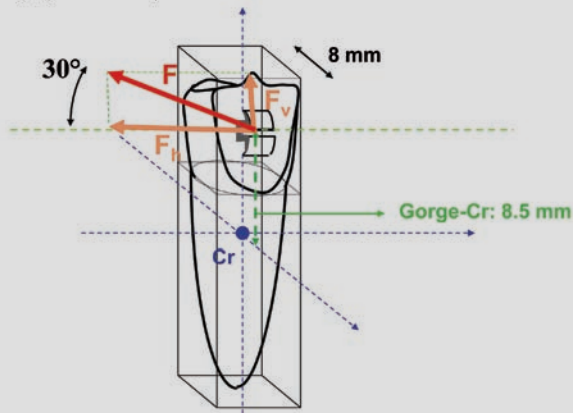
INTERCEPTION D'UNE CLASSE II 2 : TORQUE RADICULO-PALATIN ET RECU MODULATION DE LA POSITION DE C_p

Figure 2.11



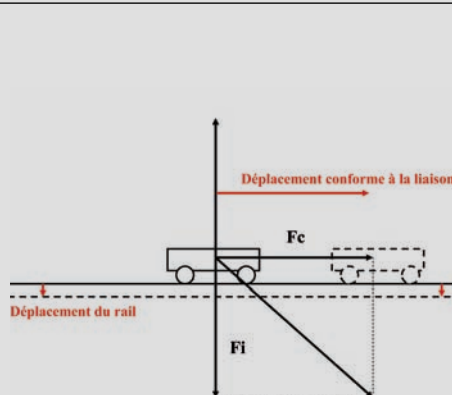
ANALYSE DANS LES TROIS SENS DE L'ESPACE DES EFFETS D'UNE FORCE DISTALE ET HAUTE APPLIQUÉE SUR 44.
 NOUS EXERÇONS SUR 44 UNE FORCE HAUTE ET DISTALE DE 100 GRAMMES
 FORCE (À 30° DU PLAN D'OCCLUSION). HAUTEUR CORONAIRE: 9 mm. LONGUEUR RADICULAIRE:
 12 mm (DISTANCE GORGE-Cr: 8,5 mm)

Figure 2.12



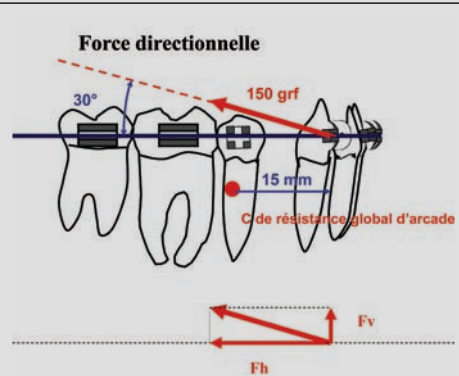
LIAISON DE TYPE RAIL OU GLISSIÈRE:
 COMPOSANTE COMPATIBLE ET INCOMPATIBLE

Figure 2.13



ANALYSE DE L'ACTION D'UNE FORCE
 DIRECTIONNELLE HAUTE APPLIQUÉE SUR 43

Figure 2.14



Fh: déplacement intra-arcade
 Fv: déplacement global d'arcade:
 égression et bascule antihoraire
 (selon le moment Fv. 15 mm)

La force résultante est la force elle-même et la dent subira une translation à 30° de l'horizontale, vers le haut et vers l'arrière.

Les moments « parasites » sont :

Torque radiculo-vestibulaire :

Fv. Distance axe corono-radicaire/bracket

Tipping (tip back) :

Fh. Distance bracket/Cr selon l'axe corono-radicaire

Rotation axiale vestibule-distale :

Fh. Distance axe corono-radicaire/bracket

Les résultats numériques sont :

$$\text{Torque: } 100 \text{ grf} \times 1/2 \times 4 \text{ mm} = 200 \text{ grf} \times \text{mm} \\ = 20 \text{ grf} \times \text{cm}$$

$$\text{Tipping: } 100 \text{ grf} \times \sqrt{3}/2 \times 8,5 \text{ mm} = 73,6 \text{ grf} \times \text{cm}$$

$$\text{Rotation axiale: } 100 \text{ grf} \times \sqrt{3}/2 \times 4 \text{ mm} \\ = 34,64 \text{ grf} \times \text{cm}$$

Il paraît plus aisé de calculer surtout les forces et les moments compatibles avec la liaison, les autres étant contrecarrés par les forces de réaction de la liaison.

Dans le cas d'un wagonnet sur un rail (*figure 2.13*), une force quelconque peut être décomposée en :

- une composante parallèle au rail, force compatible Fc, qui seule peut induire un mouvement ;
- une composante perpendiculaire à la liaison, force incompatible Fi, qui est contrecarrée par la réaction de la liaison.

Cette force perpendiculaire Fi peut soit :

- être complètement annulée par la résistance de la liaison : le rail ne bouge pas ;
- provoquer un déplacement minime de l'ensemble du rail, mal stabilisé par un ballast insuffisant ;
- provoquer la rupture du rail.

4. LE DÉPLACEMENT DE LA DENT LIÉE À L'ARC

4.1. Mécanique du solide lié

Un solide libre dans l'espace a six degrés de liberté, six déplacements possibles : trois translations et trois rotations.

Un système mécanique qui vient limiter le nombre de degrés de liberté est une liaison. Nous définirons la liaison selon les degrés de liberté qu'elle libère, par exemple pour ne citer que les plus employées :

- une charnière libère une seule rotation : exemple, une charnière de porte ;
- une glissière n'autorise qu'une seule translation : un wagonnet sur un rail n'a qu'un seul déplacement autorisé (rouler le long du rail) ;
- une articulation rotule ou une articulation de Cardan libèrent trois rotations mais aucune translation.

Sur le plan mécanique, nous pouvons traiter le problème global, c'est-à-dire analyser le système de forces complet : forces appliquées sur le solide auxquelles s'ajoutent les réactions de la liaison qui maintient le solide rigidement.

4.2. Dent liée à l'arc

L'ensemble constitué par une canine (*figure 2.14*), liée à l'arc et recevant une force haute par l'intermédiaire d'un crochet J (force directionnelle) ou d'un ressort relié à une minivis, doit être analysé de la manière suivante : il s'agit d'un solide lié : la dent ne peut se déplacer qu'avec son bracket glissant sur l'arc parfaitement rigide (guide parfait), c'est une liaison de type glissière ou wagonnet. La composante de la force directionnelle parallèle à l'arc F_h , nous intéresse surtout, elle conditionne le mouvement de rétraction de la canine en fonction bien sûr de son coefficient d'ancrage. Il s'agit du déplacement intra-arcade. La composante verticale F_v est contrecarrée par la réaction de l'arc ; elle s'appuie sur l'ensemble de l'arcade (canine plus toutes les dents baguées). Elle peut donc provoquer un déplacement global d'arcade.

Vj ku'r ci g'kpvgpvkpcmf 'lghv'dncpm

3

BIOMÉCANIQUE DES GROUPES DENTAIRES

Les traitements orthodontiques déplacent le plus souvent les dents par groupe et non individuellement. Nous préciserons d'abord les paramètres de groupe (valeur d'ancrage et centre de résistance) et la mécanique de groupe. Nous préciserons ensuite les limites de la notion de groupe et les différentes situations mécaniques :

- mécanique globale d'arcade ;
- mécanique intra-arcade avec liaison rigide de type glissière ;
- mécanique intra-arcade sans liaison rigide.

1. MÉCANIQUE DE GROUPE

Les paramètres mécaniques moyens de groupe ont été établis par Nabbout, grâce à des reconstructions séparées des racines dentaires, à partir d'une saisie scanner (*figure 3.1*).

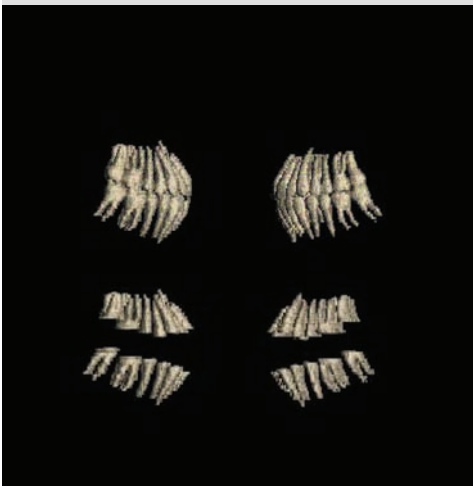
1.1. Valeur d'ancrage

Les valeurs d'ancrage des arcades, ou des groupes dentaires solidarisés, s'obtiennent simplement par sommation des coefficients d'ancrage des différentes dents composant le groupe.

Les *figures 3.2 et 3.3* donnent les valeurs d'ancrage des arcades complètes ou avec extraction des premières prémolaires. Les *figures 3.4 et 3.5* donnent les valeurs d'ancrage des groupes de dents usuellement mobilisées simultanément en thérapeutique multi-attache: 1-2, 1-2-3, 4-5-6-7, 5-6-7.

SÉLECTION DES RACINES DENTAIRE SEULES, SÉPARÉES DE LA COURONNE, AFIN DE DÉTERMINER LES VALEURS D'ANCRAGE ET LES CENTRES DE RÉSISTANCE DES DIFFÉRENTES DENTS OU DES DIFFÉRENTS GROUPES DENTAIRE. EN HAUT, DENTS COMPLÈTES, EN BAS, RACINES SEULES

Figure 3.1



1.2. Centres de résistance

1.2.1. Détermination du centre de résistance de groupe

Le centre de résistance d'un groupe dentaire correspond au barycentre des centres de résistance des différentes dents, pondérés par leurs valeurs d'ancrage. Son poids est bien sûr la somme des coefficients des différentes dents du groupe.

Pour une paire de dents droite et gauche solidarisées (par exemple 16-26 solidarisées par un arc palatin, *figure 3.6*), le centre de résistance est situé au milieu du segment joignant leurs centres de résistance respectifs. Si la voûte palatine est normalement profonde, il s'agit d'un point de la cavité buccale, mais n'appartenant à aucun tissu biologique, muqueuse, dent ou os.

La *figure 3.7* montre la détermination «graphique» du centre de résistance du groupe incisif supérieur; les centres de résistance des paires 11-21 et 12-22, sont reliés par un segment, et le centre de résistance des quatre dents se trouve aux 4/7 de ce segment du côté des incisives centrales.

Nous pouvons bien sûr déterminer le centre de résistance d'un groupe par les formules analytiques classiques (*annexe 3.1*).

1.2.2. Localisation

La localisation des centres de résistance des différents groupes de dents usuellement mobilisées conjointement, est donnée sur les *figures 3.2, 3.3, 3.4, 3.5*. Mais les *figures 3.8 et 3.9* précisent leur position par rapport aux différents couples dentaires, ainsi que la distance qui les sépare dans le sens antéro-postérieur de la paire «origine» des incisives centrales.

Deux remarques d'intérêt clinique majeur s'imposent:

a) Le centre de résistance de l'arcade globale se situe:

— pour le maxillaire au niveau de la cuspide de la seconde prémolaire;

— pour la mandibule entre la seconde prémolaire et la première molaire.

L'équilibre des résistances dentaires dans la fonction requiert bien sûr la superposition de ces centres de résistance: ainsi l'équilibre

des résistances dentaires maxillaire et mandibulaire est en parfait accord avec la notion anatomique et fonctionnelle de classe I définie par la fameuse « clé d'Andrews »!

b) La suppression de prémolaires, avant comme après fermeture des espaces d'extraction, affecte peu ces localisations (*figure 3.3*) car les éléments supprimés sont de poids moyens et situés dans la partie centrale de l'arcade (la suppression d'une molaire modifierait complètement la localisation du centre de résistance de l'arcade globale).

1.3. Mécanique de groupe

1.3.1. Le calcul des ancrages : « trinôme » de De Nevreze

Dans une mécanique intra-arcade l'orthodontiste définit classiquement :

- les dents d'ancrage, ou « résistance stable », ce sont les éléments qu'il souhaite ne pas déplacer ;

- les dents à déplacer, ou « résistance mobile ».

La règle de De Nevreze nous dit que la force mise en œuvre par la thérapeutique doit être suffisante pour entraîner le mouvement de la « résistance mobile » et insuffisante pour mobiliser la « résistance stable ». Ceci suppose à l'évidence que la « résistance stable » est beaucoup plus importante que la résistance mobile. Il est ainsi évident qu'un recul incisivo-canine maxillaire « en masse » en mécanique intra-arcade, dans un cas de sacrifice 14-24, constitue une manœuvre dangereuse. Le recul incisivo-canine maxillaire (valeur d'ancrage 11,5) ne peut être suffisamment contrôlé avec l'ancrage stable même en utilisant toutes les dents disponibles (valeur d'ancrage 19).

1.3.2. La mécanique complexe des groupes : centre de résistance de groupe

Lorsque l'autonomie d'un groupe est bien établie, il faut envisager sa mécanique d'une manière isolée : nous calculons les paramètres d'ancrage du groupe (la valeur d'ancrage et le centre de résistance du groupe) et le système de forces appliqué (résultante générale

et moment résultant par rapport au centre de résistance du groupe).

Dans l'exemple illustré par les *figures 3.10 à 3.13*, la rupture de l'arcade entre 3 et 5 oblige à considérer deux groupes séparés (1-2-3 et 5-6-7). L'arc rectangulaire de forte section assure une solidarisation suffisante à l'intérieur de chaque groupe, et la boucle activée avec la déformation des segments verticaux de l'arc entre 3 et 5 exerce des forces essentiellement antéropostérieures de rapprochement et accessoirement verticales. Le déplacement linéaire et la rotation de chaque groupe peut ainsi être calculé séparément (*figure 3.13*).

Bien sûr le problème reste tridimensionnel et le secteur stable subit une version horaire ou mésiale, plus une rotation vestibulo-mésiale dans le plan occlusal (*figure 3.14*).

2. LIMITES DE LA NOTION DE GROUPE

2.1. Extensions et limites de la notion de groupe

Notion topographique conventionnelle

Classiquement, la mécanique orthodontique distingue deux groupes, le groupe mobile et le groupe stable, aisément différenciables à partir d'un critère topographique : ils sont nettement séparés ; le plus souvent le groupe d'ancrage est latéral et postérieur, prémolaires-molaires voire canines-prémolaires-molaires, et le groupe mobile est antérieur, incisives-canines ou incisives seules. Bien sûr, les dénominations sont inversées dans une étape de perte d'ancrage molaire, par exemple.

Cette distinction topographique se justifie par la finalité thérapeutique bien sûr, mais aussi par des considérations mécaniques : l'arc lourd mis en place assure pour les dents voisines appartenant au même groupe une rigidité imposant leur déplacement obligatoirement conjoint (arc lourd, distance inter-bracket restreinte et absence de boucles conditionnent la rigidité du groupe et assurent sa solidarisation).

Critère de rupture de groupe

Le groupe s'achève là où la rigidité de l'arcade n'est plus assurée (cf. annexe 11.3):

- là où l'espace inter-bracket est important (l'élément unitaire d'arc – EUA – comportant des segments fléchissant étendus: site d'extraction par exemple);
- lorsque la section d'arc est faible avec un matériau très souple;
- ou encore lorsque l'orthodontiste a introduit une boucle.

Groupes à distance

La définition topographique du groupe peut être biaisée dans un but thérapeutique, et il importe de bien savoir « lire » la mécanique.

La mécanique de recul canine illustrée par la *figure 3.15*, où un arc de forte section (.019 X .026) assure la rigidité de l'arcade mais autorise le glissement, est complexe:

- pour les déplacements le long de l'arc, le groupe mobile est constitué par la seule canine et le groupe stable par 5-6-7 solidarisées « à distance » aux incisives (les stops soudés maintiennent rigoureusement la distance 2-5);
- pour les autres déplacements (rotations de l'arcade, ingression-égression, déplacement vestibulo-palatin), l'arcade entière est solidarisée par l'arc: le groupe est l'arcade entière (ou l'hémi-arcade), il s'agit d'une mécanique globale d'arcade.

L'emploi des groupes d'ancrage « à distance » est fréquent pour le déplacement des dents des secteurs médians (prémolaires et canines) et pour les corrections d'asymétrie.

bloqués, soit par des stops soudés au contact des brackets contigus, soit par des ressorts fermés. La mécanique met en jeux l'ancrage de l'arcade baguée (toutes les dents, si tout est bagué ou seulement 4 incisives et deux dents de six ans dans le cas d'un 4-2) et le centre de résistance d'arcade.

B. Un arc de forte section solidarise toutes les dents, mais le glissement le long de l'arcade est autorisé (*figure 3.17*): mécanique avec liaison rigide de type glissière. Il faut analyser séparément:

- la mécanique intra-arcade qui met en jeu les résistances de deux groupes, mobile et stable; le groupe stable peut être classiquement un groupe prémolaire-molaire avec un groupe mobile incisivo-canin; mais il peut être aussi un groupe « à distance », molaires-prémolaires-incisives pour mobiliser les canines;
- la mécanique globale d'arcade qui met en jeux l'ensemble de la denture baguée.

C. Un arc de section moindre solidarise seulement les dents voisines, mais au niveau des espaces d'extraction, surtout en présence de boucles de fermeture ou d'ingression et bien sûr avec des sections plus légères, il y a rupture de groupe (*figure 3.10-3.13*). Il s'agit de mécanique sans liaison rigide. Il faut dans ce cas prendre en compte deux groupes séparés, avec chacun sa valeur d'ancrage et son centre de résistance, et il faut calculer soigneusement les systèmes de forces réciproques appliqués de part et d'autre.

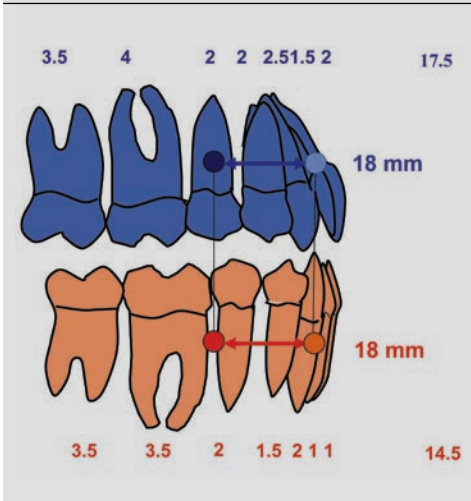
2.2. Les différentes actions possibles sur une arcade dentaire

Lorsque nous exerçons un système de force sur une arcade, trois situations sont possibles *a priori*:

A. Aucun mouvement n'est autorisé à l'intérieur de l'arcade (*figure 3.16*), il s'agit de la mécanique globale d'arcade. Les dents sont solidarisées par un arc de forte section (.019 X .026 ou *full size*) et les espaces interdentaires existants sont

VALEURS D'ANCRAGE ET CENTRES DE
RÉSISTANCE DES ARCADES COMPLÈTES

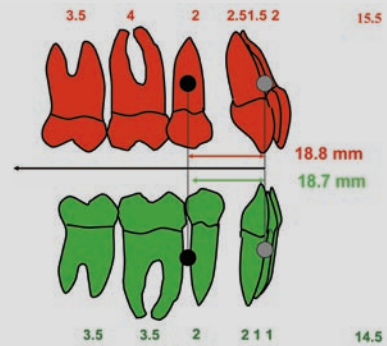
Figure 3.2



VALEURS D'ANCRAGE ET CENTRES DE
RÉSISTANCE DES ARCADES AVEC EXTRACTION
DES PREMIÈRES PRÉMOAIRES

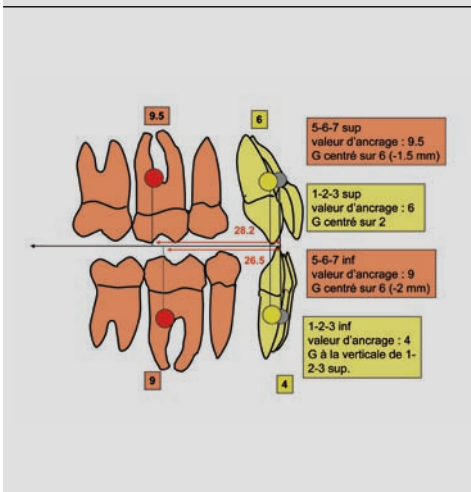
Figure 3.3

La suppression d'une dent première prémolaire, ancrage moyen et située dans le secteur médian, affecte très peu la position du centre de résistance de l'arcade (recul 0.75 mm en haut comme en bas)



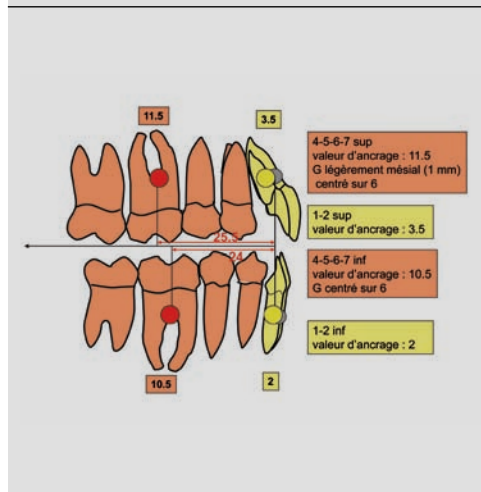
VALEURS D'ANCRAGE ET CENTRES DE
RÉSISTANCE DES GROUPES DE DENTS
USUELLEMENT MOBILISÉES SIMULTANÉMENT EN
THÉRAPEUTIQUE MULTI-ATTACHE: 1-2-3 ET 5-6-7

Figure 3.4



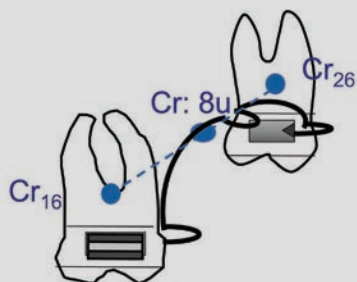
VALEURS D'ANCRAGE ET CENTRES DE RÉSISTANCE
DES GROUPES DE DENTS USUELLEMENT
MOBILISÉES SIMULTANÉMENT EN THÉRAPEUTIQUE
MULTI-ATTACHE: 1-2 ET 4-5-6-7

Figure 3.5



CENTRE DE RÉSISTANCE ET VALEUR D'ANCRAGE DU COUPLE 16-26 SOLIDARISÉES

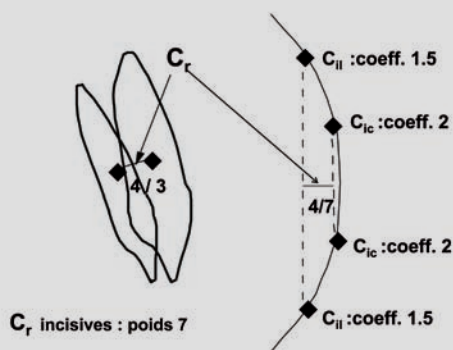
Figure 3.6



CENTRE DE RÉSISTANCE ET VALEUR D'ANCRAGE DU GROUPE INCISIF SUPÉRIEUR

C_R SE SITUE SUR LE SEGMENT JOIGNANT LES CENTRES DE RÉSISTANCE DES COUPLES BI-CENTRALE ET BI-LATÉRALE, AU 4/7 DU SEGMENT DU CÔTÉ DES DENTS LES PLUS « LOURDES », 11-21.

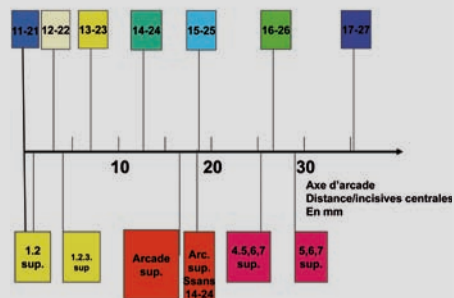
Figure 3.7



LOCALISATION MOYENNE DES CENTRES DE RÉSISTANCE DES ARCADES ET DES GROUPES DENTAIRES SUR L'AXE SAGITTAL, PAR RAPPORT AUX DIFFÉRENTES DENTS DE L'ARCADE MAXILLAIRE

L'ORIGINE EST LE CENTRE DE RÉSISTANCE 11-21.

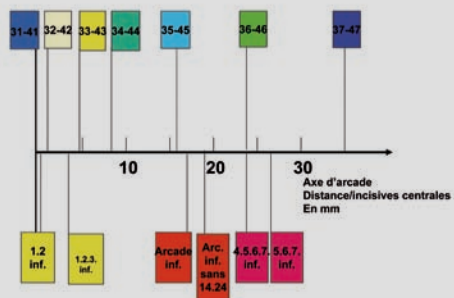
Figure 3.8



LOCALISATION MOYENNE DES CENTRES DE RÉSISTANCE DES ARCADES ET DES GROUPES DENTAIRES SUR L'AXE SAGITTAL, PAR RAPPORT AUX DIFFÉRENTES DENTS DE L'ARCADE MANDIBULAIRE

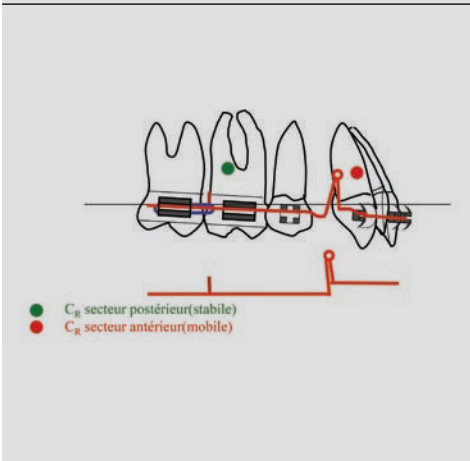
L'ORIGINE EST LE CENTRE DE RÉSISTANCE 31-41.

Figure 3.9



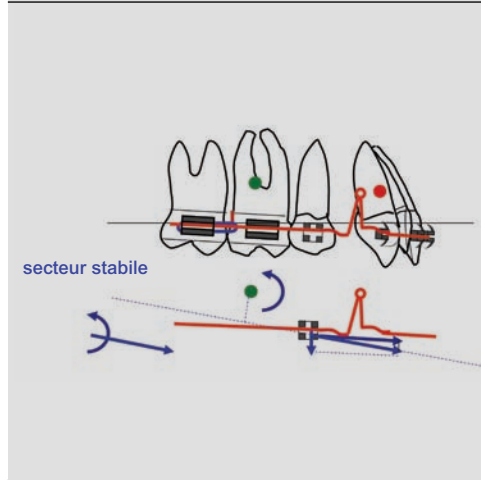
MÉCANIQUE DE RAPPROCHEMENT
DE DEUX GROUPES SANS LIAISON RIGIDE.
LA BOUCLE EXERCE DES ACTIONS VERTICALES
ET ANTÉRO-POSTÉRIEURES OPPOSÉES

Figure 3.10



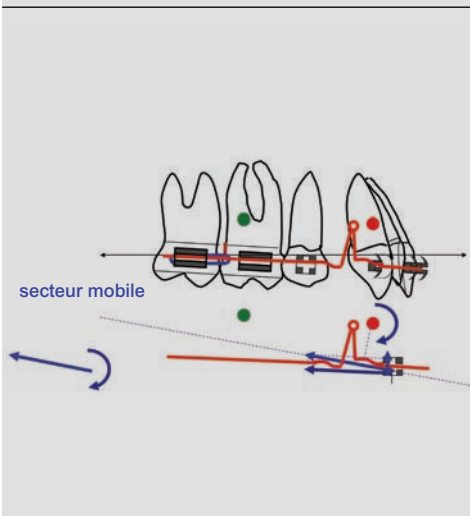
LE GROUPE POSTÉRIEUR SUBIT UNE
TRANSLATION VERS LE BAS ET VERS L'AVANT
SURTOUT ET UNE ROTATION ANTIHORAIRE

Figure 3.11



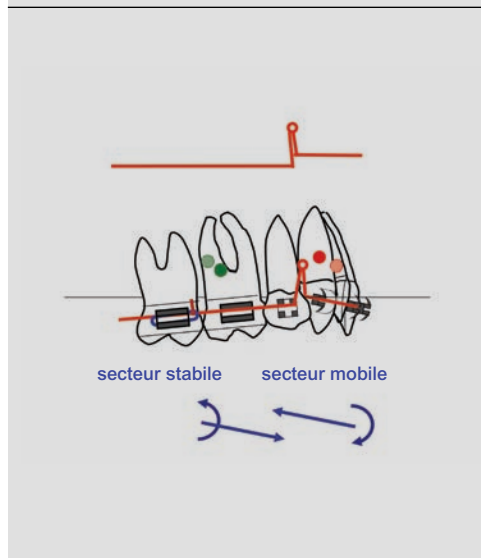
LE GROUPE ANTÉRIEUR SUBIT UNE TRANSLATION
VERS LE HAUT ET VERS L'ARRIÈRE SURTOUT
ET UN RABBITING

Figure 3.12



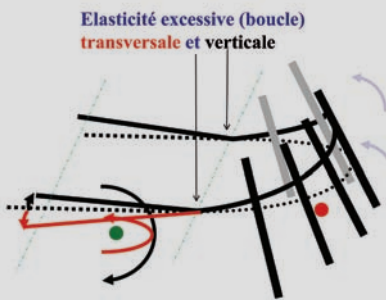
DÉPLACEMENT GLOBAL

Figure 3.13



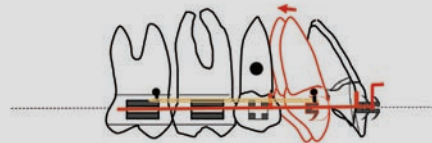
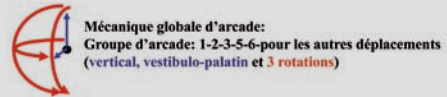
ROTATION DU SECTEUR STABLE DANS LE PLAN OCCLUSAL (ROUGE) ET DANS LE PLAN VERTICAL TANGENT À L'ARCADE (NOIR PLEIN)

Figure 3.14



MÉCANIQUE DE RECU CANINE EN GLISSEMENT

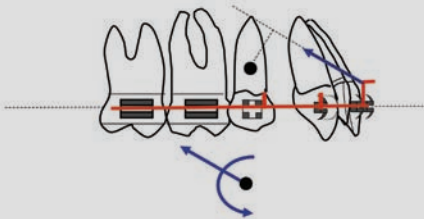
Figure 3.15



Mécanique intra-arcade: groupe
mobile: 3 / groupe stable: 1-2-5-6-7
Effets parasites sur l'hémi-arcade liés
aux forces non compatibles (bleu)

MÉCANIQUE GLOBALE D'ARCADE: GROUPE D'ARCADE: 1-2-3-5-6-7

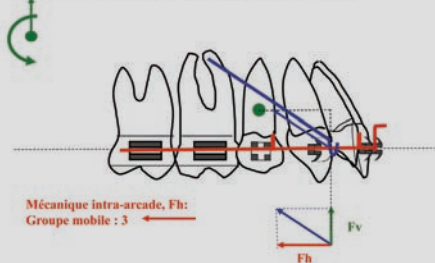
Figure 3.16



MÉCANIQUE AVEC LIAISON RIGIDE DE TYPE GLISSIÈRE: RECU DE LA CANINE PAR FORCE DIRECTIONNELLE

Figure 3.17

Mécanique globale d'arcade, Fv:
Groupe d'arcade: 1-2-3-5-6-7 pour les autres déplacements



Analyse séparées des forces compatibles
agissant sur l'ancrage mobile (rouge) et des
forces incompatibles (vert) qui s'appuient
sur l'ensemble de l'arcade

4

STATIQUE DU RESSORT FLÉCHI ENCASTRÉ À SES EXTRÉMITÉS

Le modèle en deux dimensions du fil métallique encastré à ses deux extrémités (*figure 4.1a*) constitue d'une manière évidente le seul modèle mathématique décrivant l'action de l'arc introduit en flexion élastique dans la gorge de deux brackets consécutifs en thérapie multi-attache.

Ce modèle s'applique aux effets de premier ordre (dans le plan occlusal: déplacement palato-vestibulaire et rotation axiale) comme aux effets de second ordre (dans une surface parallèle à l'arcade: déplacement vertical et *tipping*).

Il s'applique aussi à tous les ressorts des «bi-bagues» du type quad helix, barre palatine, ou arc lingual, introduits dans les fourreaux palatins ou soudés directement sur les bagues.

Les modèles que l'on retrouve dans la littérature bien souvent hélas, présentés comme des modèles généraux, à l'instar de ceux montrés sur les *figures 4.1b et 4.1c*, ne sauraient décrire la situation commune du fil doublement encastré!

Même dans les rares cas où aucun moment n'est exercé à l'une des extrémités d'un élément unitaire d'arc, un modèle simplifié avec un seul encastrement suffirait, mais son traitement est inclus dans le traitement général du fil doublement encastré (il suffit d'adopter une situation en V asymétrique pur avec un moment nul à l'une des extrémités). Un modèle plus simple s'applique aux effets de torque.

1. MÉCANIQUE DE RESSORT BI-ENCASTRÉ

1.1. Le modèle de l'EUA dans une surface parallèle à l'arcade

1.2.1. Forces et moments exercés par l'EUA

Un élément d'arc, rectiligne au repos, mis en place dans deux brackets voisins, B et B', inclinés de α et α' et dans lesquels il glisse sans frottement, subit une flexion. Il peut être étudié comme une poutre sans poids encastrée à ses deux extrémités. Il exerce les forces f_i et f'_i , et moments, m_i et m'_i , respectivement à gauche et à droite.

Les équations (1) résultent de l'équilibre de l'EUA sous l'action des forces et moments reçus de gauche et de droite (annexe 4.1):

$$(1) \quad \begin{aligned} f_i &= -f'_i \\ m_i + m'_i &= l.f_i \end{aligned}$$

La force, f_i , et le moment du couple, m_i , exercés sur le bracket gauche peuvent être calculés par les formules suivantes (2) issues de la mécanique des poutres fléchies:

$$(2) \quad \begin{aligned} f_i &= -\frac{6EI}{l^2}(\alpha' + \alpha) \\ m_i &= -\frac{2EI}{l}(\alpha' + 2\alpha) \end{aligned}$$

E = module de Young (N/mm²)

I = moment quadratique de la section de la poutre par rapport à la fibre neutre.

l désigne la distance inter-brackets (figure 4.2).

Les quatre équations permettent ainsi de connaître toutes les actions exercées de part et d'autre, f_i et f'_i , m_i et m'_i .

1.2.2. Les différentes situations possibles

1.2.2.1. Classification expérimentale

Trois situations *a priori* peuvent être décrites lorsqu'un fil métallique, rectiligne au repos, est introduit dans deux brackets voisins:

a) Le fil ne présente qu'une seule concavité: situation en V.

Les moments exercés à droite et à gauche sont de sens contraire (figure 4.3a).

Un cas théorique idéal doit être décrit: le V symétrique pur (figure 4.3b).

b) Le fil présente deux concavités opposées: situation en S.

Les moments exercés à droite et à gauche sont de même sens (figure 4.3c).

Un cas théorique idéal doit être décrit: le S symétrique pur (figure 4.3d).

c) Une situation intermédiaire: situation en V asymétrique pur (figure 4.3e). Le fil ne présente qu'une seule concavité au voisinage de l'un des brackets; au niveau de l'autre bracket, il ne «touche» qu'une seule des parois de la gorge et exerce donc des forces de même sens le long de cette paroi (dans le cas de la figure 4.3e, les forces sont exercées vers le haut sur le bracket gauche).

Les situations en V asymétrique pur constituent des positions limites entre les situations en V et les situations en S (figure 4.4). Le bracket de droite étant fixe, nous obtiendrons une situation en V en tournant le bracket de gauche dans le sens positif (figure 4.4b) et une situation en S en tournant le bracket droit dans le sens négatif à partir de la situation de départ.

Cette description des différentes situations a déjà été présentée d'une manière moins systématique par différents auteurs.

Il nous semble intéressant de préciser le lien existant entre ces situations et l'inclinaison des brackets (par l'étude théorique de la forme de l'arc). Le qualificatif de «symétrique» est sur le plan strictement géométrique employé dans deux sens différents:

– V symétrique pur: figure symétrique par rapport à une droite (médiatrice du segment joignant les brackets);

– S symétrique pur: figure symétrique par rapport à un point (milieu du segment joignant les brackets).

1.2.2.2. Étude théorique de la forme de l'arc

La discussion mathématique de l'existence d'un point d'inflexion de l'arc, en fonction du paramètre t ($t = \alpha/\alpha'$, paramètre de positions respectives des brackets), permet la distinction des situations en S et des situations en V; elle conduit aux résultats suivants:

$$t < -2 \quad \text{ou} \quad t > -1/2$$

Existence d'une inflexion:
(situation en S)

$$-2 < t < -1/2$$

Pas d'inflexion:
(situation en V)

Situations limites: $t = -2$ $t = -1/2$
(situation en V asymétrique pur)

Lorsque l'élément unitaire de l'arc est un segment rectiligne, déformé élastiquement lors de la mise en place, les actions sont déterminées uniquement par la position respective des brackets ($t = \alpha/\alpha'$).

1.2.2.3. Choix de situation: théorie des déformations

En introduisant des échelons ou des angulations, il est possible d'obtenir une situation différente de celle dictée par α et α' .

a) Élément unitaire neutre dans une situation active. En introduisant un échelon (dans le cas d'une situation en S des brackets) ou une angulation (dans le cas d'une situation en V des brackets), il est possible de réaliser une situation neutre alors que la position des brackets imposait une situation active avec un arc rectiligne au repos (*figure 4.5*).

b) Élément unitaire actif dans une situation neutre (brackets parallèles).

La *figure 4.6* montre comment l'introduction d'un échelon ou d'une angulation transforme la situation neutre en une situation en S ou en V.

c) Création d'une situation active différente de celle dictée par la position des brackets.

En combinant les actions décrites plus haut, il est possible de passer d'une situation en V à

une situation en S par introduction d'un échelon et d'une angulation.

L'introduction de steps de compensation dans les secteurs prémolaire-molaire n'est qu'une illustration de la création de situations en S dans la région postérieure, geste classique dans une préparation d'ancrage en technique Edgewise.

d) Liberté de choix des actions. Les systèmes d'équations (1) et (2) montrent que le praticien peut régler la « situation » c'est-à-dire déterminer (par angulation des brackets ou déformation de l'arc), il peut ainsi choisir f_j et m_j , mais f'_j et m'_j sont alors déterminés.

1.2. La prise en compte des pertes de contrôle de *tipping* liées au sous-dimensionnement de l'arc

La *figure 4.7* montre comment le sous-dimensionnement de l'arc provoque une perte de contrôle de *tipping*. D'une part, cette perte de contrôle est très faible, comme nous le verrons plus loin, d'autre part, elle ne modifie en rien l'analyse du problème physique: la poutre fléchie encastrée à ses deux extrémités. L'analyse et la solution mathématique sont les mêmes à condition de remplacer les angles α et α' respectivement par α_j et α'_j .

(j désignant le jeu de *tipping*);

les *figures 4.7 b, 4.7c et 4.7d* mettent en évidence l'équivalence des systèmes: arc encastré avec jeu j dans les brackets bleus (orientations α et α') et arc encastré sans jeu dans les brackets blancs (orientations α_j et α'_j).

1.3. Les EUA complexes: les boucles Éléments de calcul

Les formules proposées ci-dessus sont fort simplifiées, car tout d'abord les forces mésio-distales n'ont pas été envisagées: nous nous sommes placés dans une hypothèse de nivellement avec un arc glissant sans frottement à l'intérieur des brackets. Surtout dans le cas d'un blocage volontaire de ce glissement, c'est-à-dire dans une hypothèse d'action mésio-distale avec boucles de fermeture (rétraction canine, rétraction incisives, perte d'ancrage sur molaire, etc.), les forces mésio-distales

exercées sur les brackets doivent être prises en compte. L'utilisation de boucles complexes exige la décomposition de ces boucles en éléments anatomiques simples: bras fléchissant et spires d'ouverture-fermeture.

Le calcul de chaque boucle peut s'effectuer en écrivant les égalités de forces et moments et les identités des déplacements à chaque changement d'élément, ainsi que les équations des déformées de chaque segment fléchissant.

Anatomie des boucles

L'analyse que nous avons faite de l'anatomie des boucles, dans un but de calcul scientifique, s'applique d'une manière plus pratique pour le praticien au choix et à la confection.

Les éléments anatomiques fondamentaux sont:

- les bras rectilignes fléchissants, travaillant perpendiculairement à la direction de déplacement;
- les spires, situées dans un plan parallèle à la direction de déplacement.

La *figure 4.8* montre différentes formes de boucles et leurs indications.

La permanence des contraintes d'équilibre

Nous avons vu qu'il est possible de transformer une situation clinique des brackets par des déformations permanentes (step, angulation) qu'il est possible de modifier l'élasticité du ressort dans telle ou telle direction, mais la permanence des contraintes d'équilibre (équations 1) demeure.

Le praticien pourra en choisissant la forme de l'EUA déterminer par exemple f_j et m_j mais f'_j et m'_j lui seront toujours imposées par les équations d'équilibre (1).

Certains objectifs thérapeutiques apparaissent ainsi comme impossibles, car ils conduisent à des situations mécaniques non équilibrées. Si l'on recherche surtout un fort *tipping* antihoraire et une ingression à gauche, en étant neutre en *tipping* à droite, le schéma a (*figure 4.9*) est impossible et les situations équilibrées ne correspondent pas à nos exigences.

Il est surprenant de voir que beaucoup perdent de vue cette évidence et la littérature foisonne de ressorts à mettre en place dans le secteur postérieur d'une arcade, par exemple

s'appuyant sur 45-46 pour redresser une dernière molaire méso-versée, ici 48. Ces ressorts sophistiqués sont soi-disant susceptibles de redresser la 48 et de l'ingresser ce qui est une impossibilité mécanique!

1.4. L'application dans le plan occlusal

1.4.1. L'identité des situations théoriques flexion de second ordre et flexion de premier ordre

La *figure 4.10* montre l'identité des flexions du second ordre par rapport aux flexions du premier ordre déjà analysées.

Le calcul des déformations de l'élément unitaire d'arc perpendiculairement à l'arcade c'est-à-dire dans le plan d'occlusion (déplacement vestibulo-lingual et rotation axiale des dents) peut être effectué selon les méthodes décrites plus haut; à la différence que la position de repos de l'arc, position de référence, n'est plus comme plus haut la droite horizontale parallèle au plan d'occlusion, joignant les centres des brackets en position idéale; la position de repos de l'arc est la courbe idéale d'arcade.

La *figure 4.10* montre le principe de calcul des actions exercées dans le cas d'un arc, préformé de forme au repos donnée et idéale, introduit dans les brackets de deux dents consécutives. Les angles θ_i et θ_{i+1} entre la gorge du bracket et la tangente à la courbe d'arcade, se substituent aux angles de tip α et α' .

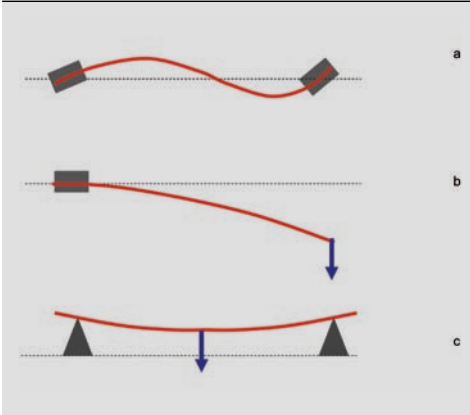
L'analyse est la même et conduira aux mêmes situations-types, décrites plus haut (en V, en V asymétrique pur, en S, etc.); la figure présente le cas d'une situation en S.

1.4.2. La prise en compte des pertes de contrôle de premier ordre

Le jeu de l'arc à l'intérieur du bracket dans le plan occlusal entraîne une perte de contrôle de la rotation axiale. Comme pour le *tipping*, cette perte de contrôle est très faible, et elle ne modifie en rien l'analyse du problème physique de la poutre fléchie encastrée à ses deux extrémités. L'analyse est la même à condition de remplacer les angles θ et θ' respectivement par $\theta - j_p$ et $\theta' - j_p$ (j_p désignant le jeu de rotation axiale).

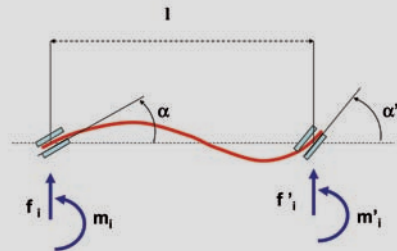
LES DIFFÉRENTS ÉQUILIBRES D'UN RESSORT
SOUS CONTRAINTE : A) DOUBLE ENCASTREMENT,
B) ENCASTREMENT À UNE EXTRÉMITÉ ET APPUI
PONCTUEL À L'AUTRE C) DEUX APPUIS AUX
EXTRÉMITÉS ET UN APPUI INTERMÉDIAIRE
EN DIRECTION OPPOSÉE

Figure 4.1



L'EUA ENCASTRÉ À CES DEUX EXTRÉMITÉS.
LES FLÈCHES REPRÉSENTENT LES ACTIONS
EXERCÉES PAR LE RESSORT (SUBIES PAR
LES BRACKETS)

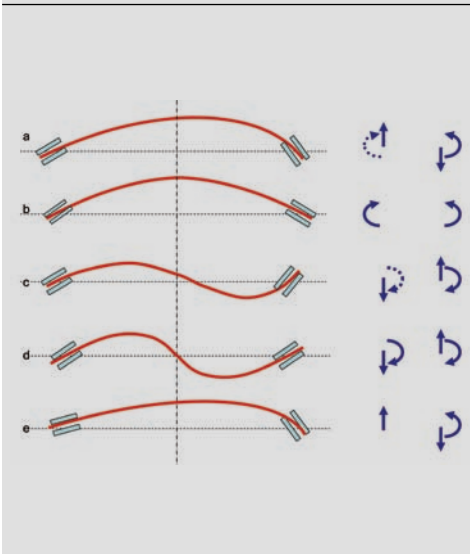
Figure 4.2



Elles sont comptées positivement vers le haut
pour les forces et dans le sens trigonométrique
pour les moments. Une valeur négative indique
une force ou un moment dans le sens contraire
de la flèche. Dans la situation pratique représentée
on a bien sûr :
 $M_i < 0, M'_i < 0, F_i < 0$ et $F'_i > 0$

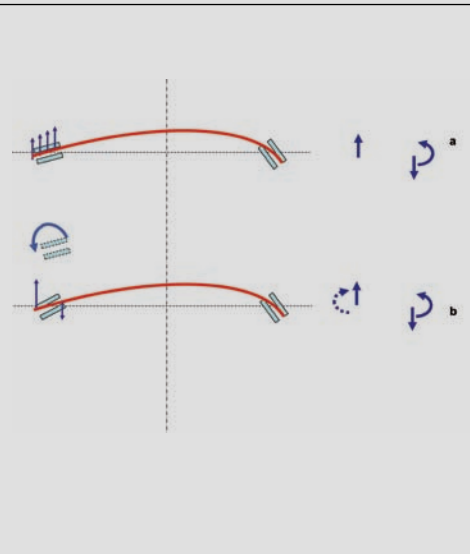
LES DIFFÉRENTES SITUATIONS POSSIBLES

Figure 4.3



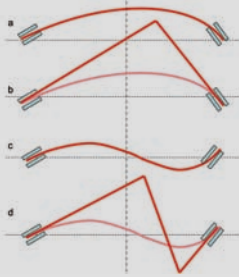
LA SITUATION INTERMÉDIAIRE V/S

Figure 4.4



PASSAGE D'UNE SITUATION ACTIVE À UNE SITUATION NEUTRE

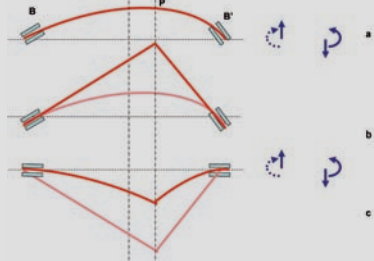
Figure 4.5



- a) Situation active en V asymétrique
b) Situation neutre grâce à l'introduction d'une angulation sur l'arc
c) Situation active en S asymétrique
d) Situation neutre grâce à l'introduction d'un échelon sur l'arc

PASSAGE D'UNE SITUATION NEUTRE À UNE SITUATION ACTIVE EN V

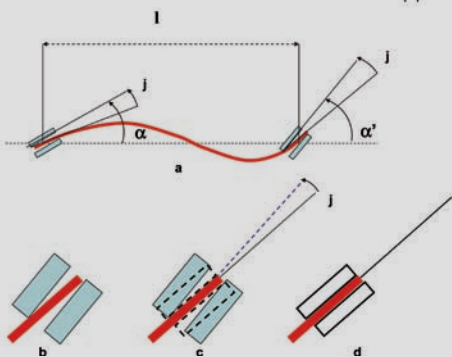
Figure 4.6



- a) Situation en V asymétrique classique (brackets angulés)
b) Arc de neutralisation comportant une angulation d'angle égal à l'angle inter-bracket
c) Brackets neutres et mise en place d'un arc angulé identique à l'arc de neutralisation. Les effets sont les mêmes qu'en a. Les portions BP et B'P subissent la même flexion sur l'arc rectiligne de a et sur l'arc angulé de c

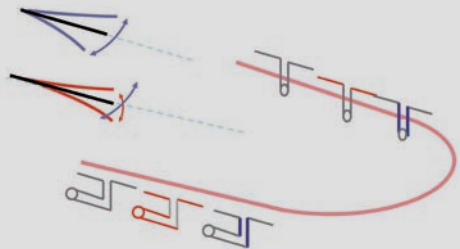
PRISE EN COMPTE DES PERTES DE CONTRÔLE DE TIPPING LIÉES AU SOUS-DIMENSIONNEMENT DE L'ARC

Figure 4.7



ANATOMIE DES BOUCLES

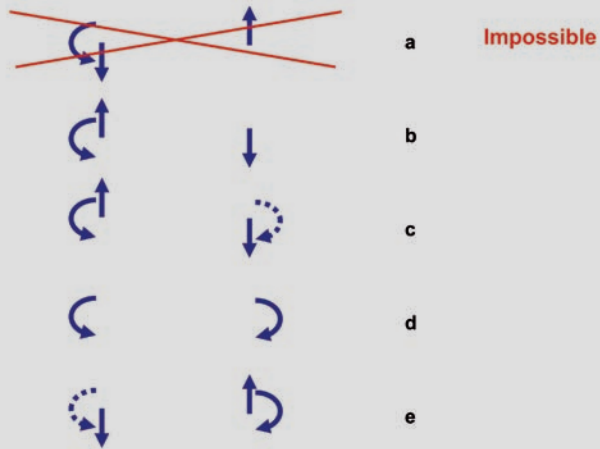
Figure 4.8



- Portions de boucle travaillant :
sens vertical ou transversal : rouge
sens transversal ou mésiodistal : bleu

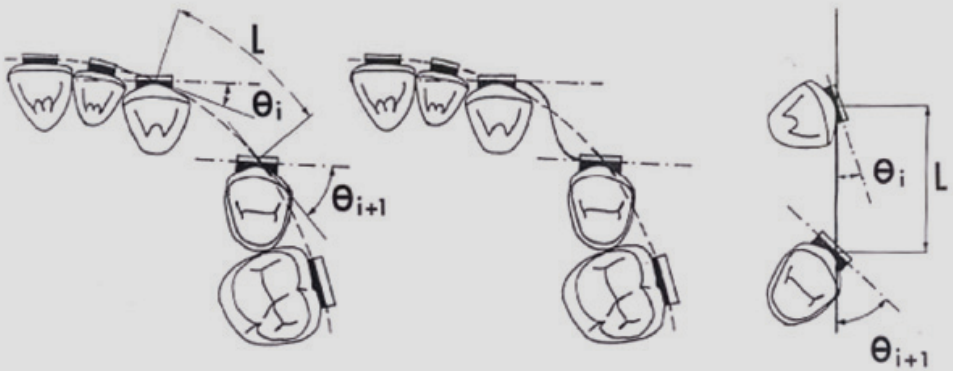
SITUATIONS CLINIQUES POSSIBLES (OU IMPOSSIBLES) AU VU DES CONDITIONS D'ÉQUILIBRE DE L'EUA.
LES FLÈCHES EN POINTILLÉ DÉSIGNENT DES MOMENTS PLUS FAIBLES QUE LES FLÈCHES PLEINES

Figure 4.9



IDENTITÉ DES SITUATIONS THÉORIQUES DE FLEXION DE SECOND ORDRE ET DE FLEXION DE PREMIER ORDRE

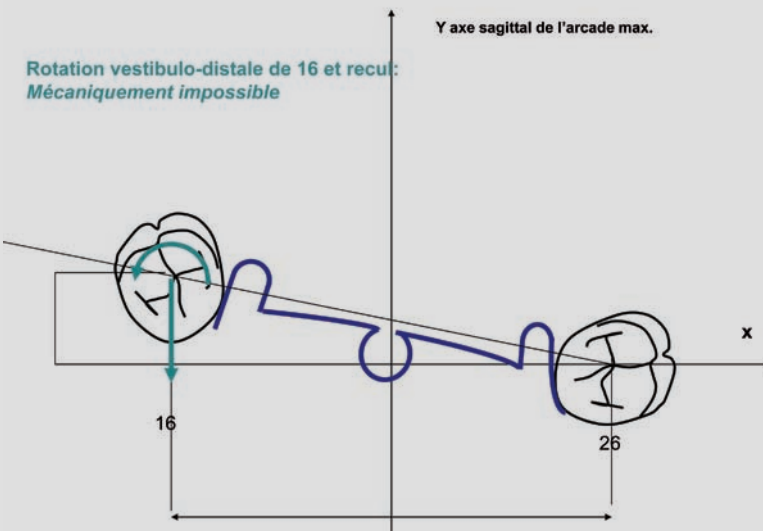
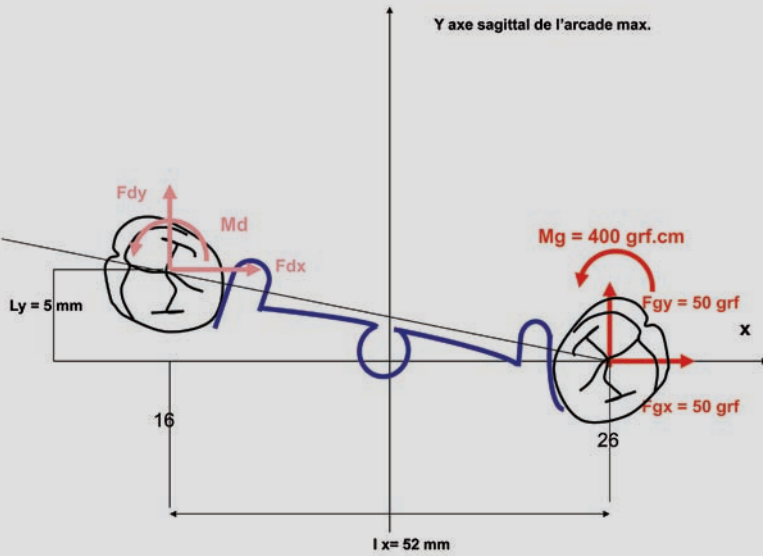
Figure 4.10



APPLICATION AUX BI-BAGUES:

4.11: DÉTERMINATION DES ACTIONS À GAUCHE À PARTIR DES ACTIONS À DROITE

4.12: OBJECTIF IMPOSSIBLE

Figures 4.11 et 4.12

1.5. L'application aux bi-bagues

Une barre palatine, soit bloquée dans les fourreaux palatins des bagues 16-26, soit soudée directement sur ces bagues, relève de cette même analyse du ressort encastré à ses deux extrémités (*figure 4.11*). Les mêmes solutions mathématiques (*équations 1 et 2*) ressortent donc. Sans entrer dans des calculs complexes qui mettent en jeu la forme du ressort et la section du fil métallique, et conduisent à la détermination rigoureuse des forces et moments exercés sur les dents supports, la seule utilisation des équations d'équilibre apporte déjà des conclusions intéressantes sur les possibilités d'action. Un bi-bague quelle que soit sa forme (quad'helix, bihelix, barre palatine, simple barre palatine avec oméga, etc.), dès lors que la moitié de ses actions à droite a été choisie, voit ses autres actions complètement déterminées par les équations d'équilibre. S'il est réglé (*figure 4.12*) de manière à exercer à gauche sur 26, des forces postero-anterieur et transversale données F_{gy} et F_{gx} , et un couple de moment M_g , les actions exercées à droite sur 16 seront données par les équations d'équilibre :

$$\begin{aligned} F_{dy} + F_{gy} &= 0 \\ F_{dx} + F_{gx} &= 0 \\ M_d + M_g - l_x \cdot F_{dy} - l_y \cdot F_{dx} &= 0 \end{aligned}$$

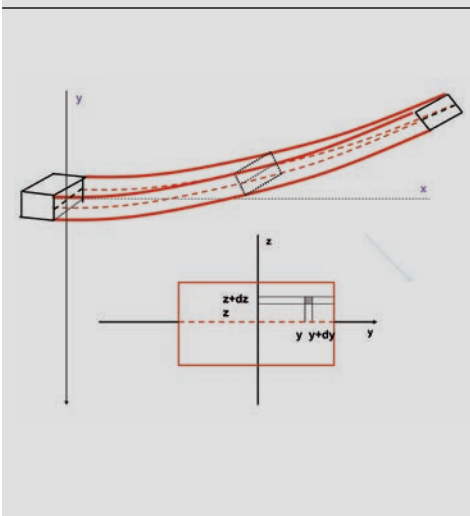
Les forces sont positives lorsqu'elles sont orientées selon les axes Ox et Oy , et les moments sont positifs lorsqu'ils sont orientés dans le sens trigonométrique. Numériquement, nous trouvons immédiatement :

$$\begin{aligned} F_{dy} &= -50 \text{ grf}, F_{dx} = -50 \text{ grf}, \\ M_d - 400 + 50 \times 0.5 + 50 \times 5,2 &= 0 \\ M_d &= 115 \text{ grf.cm}. \end{aligned}$$

Nous voyons très bien qu'il est difficile de réaliser simultanément avec un bi-bague, *figure 4.14*, une « dérotation » et un recul de 16. Dans le cas d'un réglage neutre transversalement ($F_{dx} = F_{gx} = 0$) et neutre vis-à-vis de la rotation de 26 ($M_g = 0$), nous trouvons : $M_d = l_x \cdot F_{dy}$. Avec une forte action de distalement de 26 (F_{dy} fortement négative), M_d devient négatif : effet contraire de la dérotation recherchée.

PARAMÈTRE DE SECTION DU FIL: MOMENT QUADRATIQUE DE LA SECTION PAR RAPPORT À LA FIBRE NEUTRE (FN)

Figure 4.13



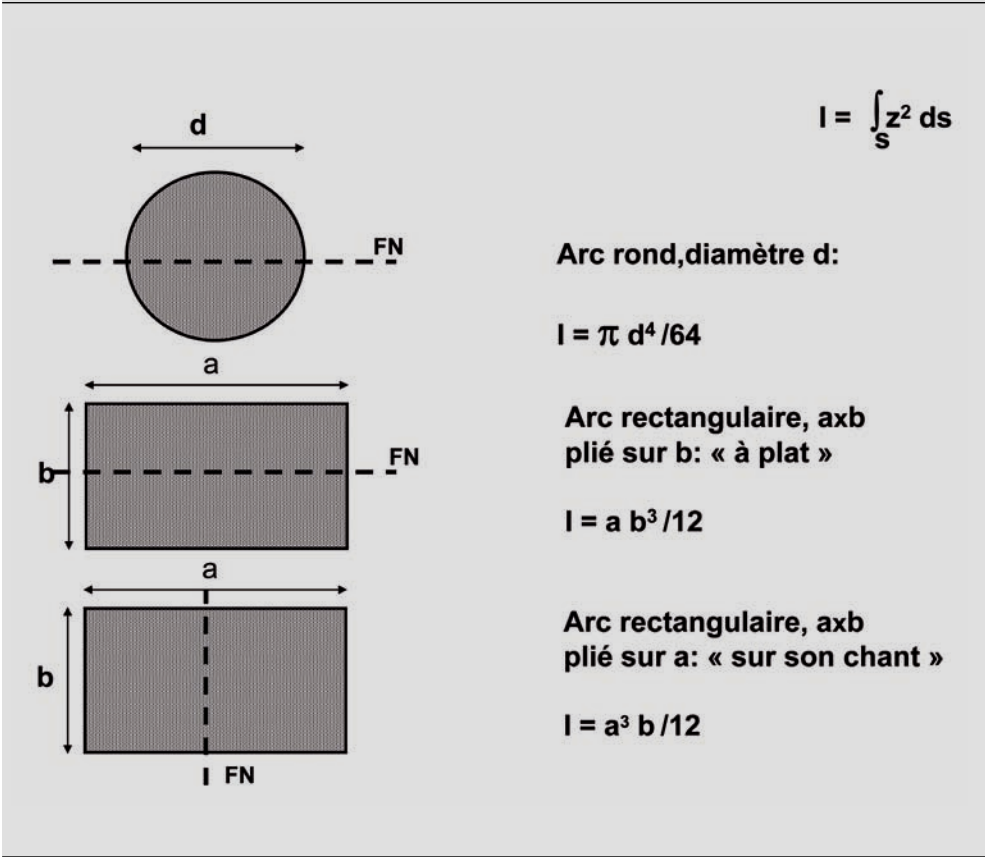
2. PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES DE L'ARC

L'intensité des forces et moments exercés par l'arc dépend des paramètres techniques du matériau métallique, étudiés chapitre 8, et des paramètres géométriques ou de la section.

Lorsqu'une poutre est fléchie élastiquement (*figure 4.13*), les fibres supérieures sont comprimées et les fibres inférieures étendues; les fibres médianes, sur l'axe Oy ne subissent aucune contrainte: ce sont toutes ces compressions-extensions qui permettent l'effet élastique.

La mécanique des poutres nous apprend que l'intensité de l'effet « retour » dépend du moment quadratique de la section par rapport à la fibre neutre I . La *figure 4.14* donne la formule de calcul et les valeurs de I pour un arc rond ou un arc rectangulaire plié « à plat » ou plié sur « son chant ». Les valeurs de I pour les sections usuelles d'arc sont rassemblées dans le *tableau 4.1*. Ces flexions du fil rectangulaire correspondent en Edgewise au contrôle du second ordre et du premier ordre respectivement.

VALEURS DE I
Figures 4.14



VALEURS DE I POUR LES SECTIONS D'ARC USUELLES
Tableau 4.1

	SECTION (INCH)	I (MKSA)
Fil rond	.016"	$1.36 \cdot 10^{-15}$
	.018"	$2.18 \cdot 10^{-15}$
	.020"	$3.32 \cdot 10^{-15}$
Fil rectangulaire (pliage à plat)	.016"x.022"	$3.17 \cdot 10^{-15}$
	.018"x.025"	$5.13 \cdot 10^{-15}$
	.021"x.025"	$8.15 \cdot 10^{-15}$
	.0215"x.028"	$9.8 \cdot 10^{-15}$

5

STATIQUE DU RESSORT DE TORQUE (FIL EN ROTATION AUTOUR DE SON AXE)

Lorsque la section supérieure encastrée d'un fil métallique subit une rotation autour de l'axe du fil par rapport à la section inférieure elle-même encastrée (*figure 5.1*), les fibres subissent des contraintes de cisaillement (déformation α).

Le fil tend à retourner à sa position de repos (déformation élastique), il exerce un moment de « rappel » M , linéaire de la rotation θ .

La mécanique des poutres montre que le moment dépend :

- linéairement de la rotation (phénomène élastique) : θ ;
- de l'inverse de la longueur l ;
- d'un paramètre lié au matériau G , module d'élasticité transversale ou module de Coulomb (en N/mm^2 , estimé dans la majorité des cas à : $0.4.E$) ;
- d'un paramètre de section S (moment quadratique polaire de la section)

$$M = G.\theta.S / l.$$

Les expressions permettant le calcul du paramètre S sont présentées dans la *figure 5.2*.

On peut voir qu'un arc .016●.022 délivre des moments voisins de ceux d'un arc .018●.018 préconisé en technique de Root (*tableau 5.1*).

1. APPLICATION AU CONTRÔLE DE TORQUE

1.1. Correction de torque par l'EUA neutre entre deux brackets non parallèles

Lorsqu'un élément unitaire d'arc rectangulaire, de tracé conforme à l'arcade idéale, est mis en place entre deux brackets consécutifs B et B' «non parallèles», il est déformé élastiquement et il exerce sur B et B' des moments inverses «de rappel» (figure 5.3). Ces moments se calculent selon les formules données plus haut, dans l'introduction de ce chapitre.

Les moments dépendent strictement de la position respective des brackets B et B', c'est-à-dire de θ .

1.2. Informations de torque sur l'arc

Comme dans le cas des EUA travaillant en flexion, les actions ne sont pas enfermées dans le déterminisme des positions initiales des brackets.

L'orthodontiste sait soit en informant ses brackets en torque, soit en façonnant des déformations permanentes sur l'arc dites du troisième ordre («coups de pince de torque», figure 5.4), neutraliser une situation active ou rendre active une situation neutre.

1.3. Perte de contrôle de torque par sous-dimensionnement

Comme pour les EUA travaillant en flexion, la perte d'information ou le jeu dans le brackets ne change rien au traitement théorique du problème.

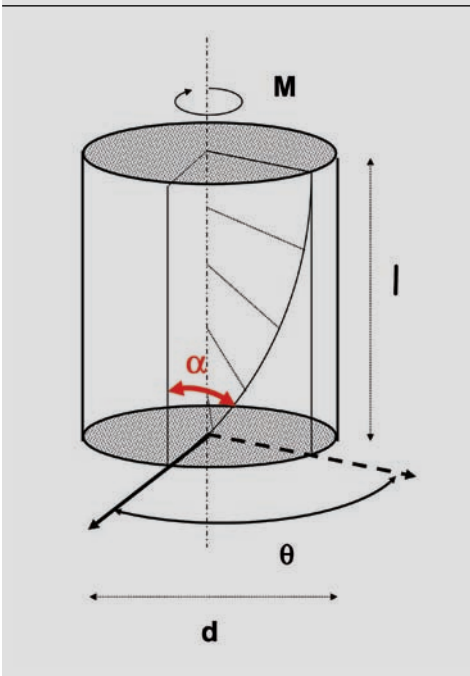
Deux brackets dont les gorges sont distantes angulairement de θ , dans lesquels nous introduisons un arc sous-dimensionné avec un jeu j , reçoivent les mêmes moments que deux brackets sans jeu (donc de gorge plus petite) distants angulairement de $\theta - 2j$ (figure 5.5).

1.4. Rupteur de torque

Comme pour les EUA travaillant en flexion, l'orthodontiste sait donner plus de souplesse à l'arc, lorsqu'il existe par exemple deux brackets consécutifs présentant une différence angulaire importante. La boucle est appelée «rupteur de torque»: les segments d'arc parallèles à l'arcade travaillent en torsion autour de leur axe, avec une longueur active voisine de la distance inter-bracket, mais elle introduit des bras fléchissant dans un plan perpendiculaire à l'arc (figure 5.6).

CONTRAINTES DE CISAILEMENT DANS UNE TORSION AXIALE ÉLASTIQUE

Figure 5.1



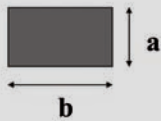
CALCUL DU PARAMÈTRE S DE SECTION DU FIL, S EN $\text{INCH}^4 \times 10^{-8}$

Figure 5.2

Paramètre S



$$S = \frac{\pi \cdot d^4}{32}$$



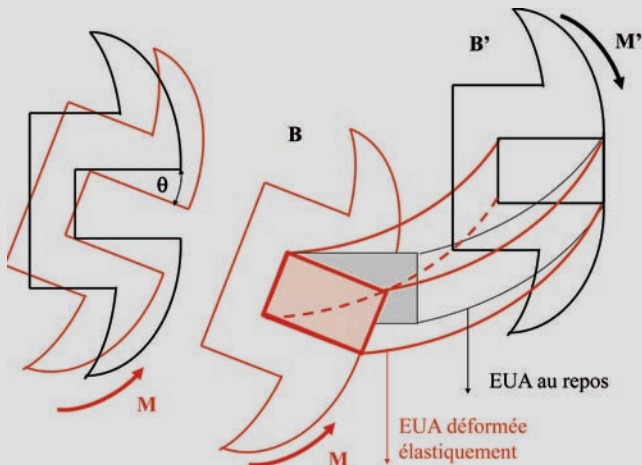
$$S = \frac{a^3 b + a b^3}{12}$$



$$S = \frac{a^4}{6}$$

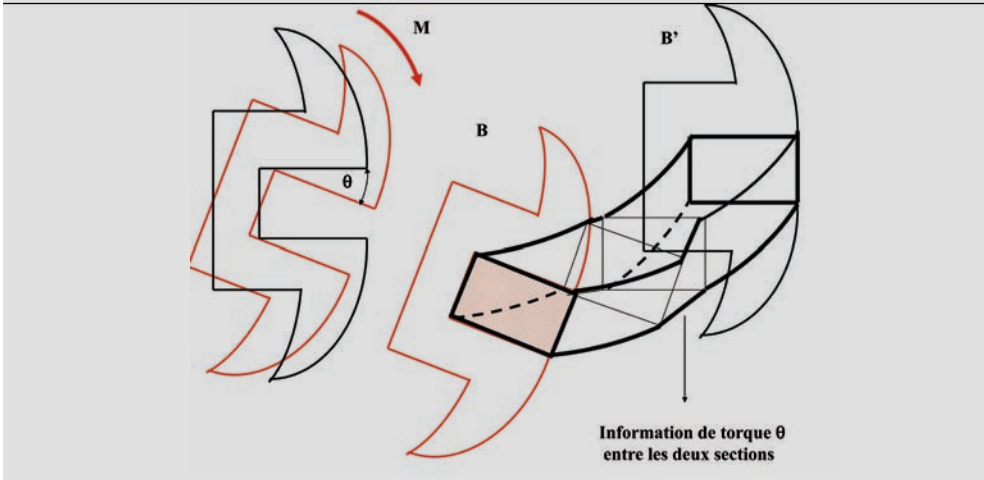
DÉFORMATION ÉLASTIQUE DE L'ARC EN ROTATION AXIALE ENTRE DEUX BRACKETS
« NON PARALLÈLES » CONSÉCUTIFS

Figure 5.3



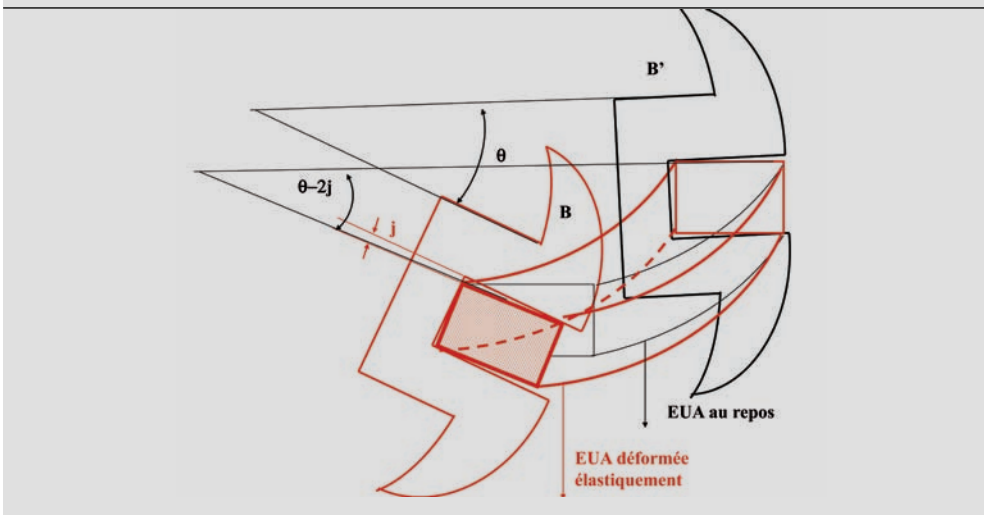
DÉFORMATION PERMANENTE DE L'ARC ENTRE DEUX BRACKETS CONSÉCUTIFS POUR CONTRÔLER LE TORQUE (INFORMATION DE TORQUE SUR L'ARC). LE BRACKET B, INITIALEMENT DANS LA MÊME POSITION QUE B', SUBIT UNE ROTATION DE B' EN B

Figure 5.4



LE JEU DE TORQUE NE MODIFIE PAS LE MODÈLE DE LA POUTRE BI-ENCASTRÉE: TOUT SE PASSE COMME SI L'ARC ÉTAIT ENCASTRÉ DANS DES BRACKETS DE GORGE RÉDUITE À L'ÉPAISSEUR DU FIL RECTANGULAIRE, MAIS AVEC UN ANGLE INTER-BRACKETS (B/B') RÉDUIT À $\theta-2j$ AU LIEU DE θ

Figure 5.5



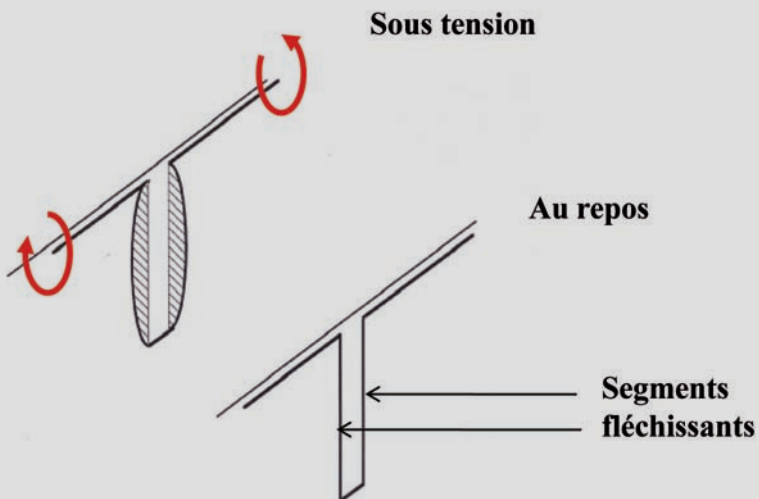
PARAMÈTRE DE SECTION DU FIL EN TORSION AXIALE, S (EN $\text{INCH}^4 \times 10^{-8}$)

Tableau 5.1

	SECTION	S
Fil rond	.014	.377
	.016	.643
	.018	1.03
	.020	1.57
Fil carré	.016x.016	1.09
	.017x.017	1.39
	.018x.018	1.75
	.019x.019	2.17
	.020x.020	2.67
Fil rectangulaire	.016x.022	2.17
	.018x.025	3.56
	.019x.026	4.27
	.022x.028	6.51

LES RUPTEURS DE TORQUE DONNENT PLUS DE SOUPLESSE À L'ARC ENTRE DEUX DENTS AVEC DES TORQUES TRÈS DIFFÉRENTS : DES PORTIONS FLÉCHISSANTES CONTRIBUENT À LA ROTATION AXIALE

Figure 5.6



Vj ku'r ci g'kpvgpvkqpcmf 'hgh'dncpm

6

MÉCANIQUE MULTIATTACHE

Les actions globales subies par chaque dent sont la somme des actions reçues des éléments unitaires d'arc de droite et de gauche, sauf pour les dents terminales qui ne reçoivent une action que d'un seul élément (*figures 6.1 et 6.2*).

$$D_i \left| \begin{array}{l} F_i = f_i + f'_{i-i} \\ M_i = m_i + m'_{i-i} \end{array} \right.$$

Nous avons vu plus haut que les actions d'un EUA ne peuvent être choisies librement, les équations d'équilibre imposent des «contraintes»: si nous avons choisi f_i et m_i alors f'_i et m'_i sont imposées.

Comme les actions globales sont les sommes des effets individuels des EUA, il existera aussi des contraintes dans ces actions globales. Autrement dit l'orthodontiste ne peut, en toute liberté, décider s'il va ingresser $D_i, D_{i+1}, D_{i+3}, \dots$

et égresser D_{i+2}, D_{i+4}, \dots et s'il va exercer un *tip back* sur $D_{i+3}, D_{i+4}, D_{i+5}, \dots$ et un *tip forward* sur $D_i, D_{i+6}, D_{i+7}, \dots$

Ces contraintes s'expriment par deux équations fondamentales qui ne sont en fait que la généralisation des équations d'équilibre de l'EUA (voir *annexe 6.1*) à l'ensemble de l'arcade.

1. Première équation de liaisons :

$$\sum_{i=1}^{i=n} F_i = 0$$

Cette équation établit simplement sous une forme mathématique ce que chaque praticien sait intuitivement : toute action de translation à un niveau se traduit par une action de translation inverse à un autre niveau ; et dans le sens vertical une égression se paie nécessairement par une ingression d'autres dents.

2. Deuxième équation de liaison

$$\sum_{i=1}^{i=n} M_i = IF_{(n-1)} + 2IF_{(n-2)} \dots$$

$$+ (n-2)IF_2 + (n-1)IF_1$$

Cette équation montre que la somme des moments exercés sur les différentes dents est égale et opposée au moment résultant des forces d'ingression-égression exercées sur les dents (le moment résultant pouvant être calculé en n'importe quel point de l'arcade, nous préférons le calculer par rapport au centre de résistance de l'arcade).

Sur le plan clinique, la préparation d'ancrage illustre bien les conséquences de ces contraintes : exercer des *tip back* sur les molaires mandibulaires sans aucune action de *tipping* sur les autres dents, conduit à :

$$\sum_{i=6}^{i=8} M_i > 0$$

Pour que le second membre (équation 2) soit positif, il faut que les termes de plus forts coefficients soient positifs. Ceci impose donc F_1, F_2, F_3 positifs et bien sur F_5, F_6, F_7 négatifs [puisque la somme des forces étant nulle : $F_1 + F_2 + F_3 = -(F_5 + F_6 + F_7)$].

La *figure 6.3* illustre une situation classique de préparation d'ancrage avec un arc équilibré :

$$F_1 + F_2 - F_5 - F_6 - F_7 = 0$$

La somme $M_6 + M_7$ est obligatoirement positive (moments antihoraires).

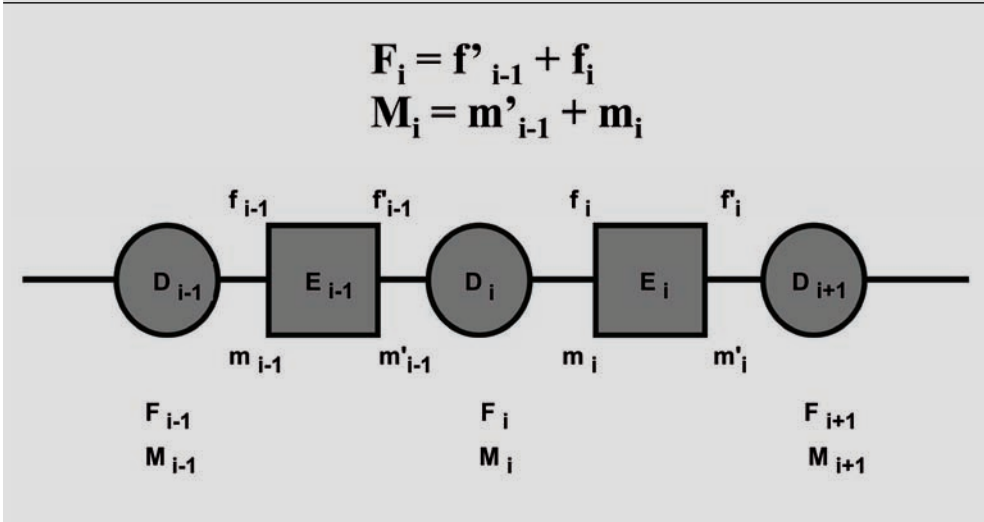
Si le thérapeute souhaite maintenir ses effets de *tip back* sur les molaires, il peut encore réaliser l'équilibre représenté par la *figure 6.4a*. Mais la situation cliniquement souhaitable bien souvent et représentée par la *figure 6.4b* est mécaniquement impossible.

Dans le plan d'occlusion nous avons vu qu'il existe les mêmes équations d'équilibre de l'EUA que dans la surface parallèle à l'arcade, et donc les mêmes liens entre les moments de rotation axiale et les forces palato-vestibulaires qu'entre les moments de *tipping* et les forces verticales. L'étude de l'équilibre global de l'arc dans le plan d'occlusion conduira donc à des équations de liaison identiques aux équations 1 et 2.

Pratiquement l'application d'une série de *toe in* (rotation vestibulo-distale des groupes molaires) sur chaque hémi-arcade impliquera nécessairement une force palato-vestibulaire sur ces molaires et une force vestibulo-palatine dans le secteur antérieur. La continuité du secteur antérieur interdisant le rapprochement ou l'éloignement des zones incisivo-canines, nous assisterons à une expansion du diamètre bimoilaire, souvent peu attendu (*figure 6.5*) ; si nous souhaitons contrôler cet effet d'expansion, il suffira de choisir un arc en forte contraction et un effet de contraction en ancrage réciproque l'annulera (*figure 6.6*).

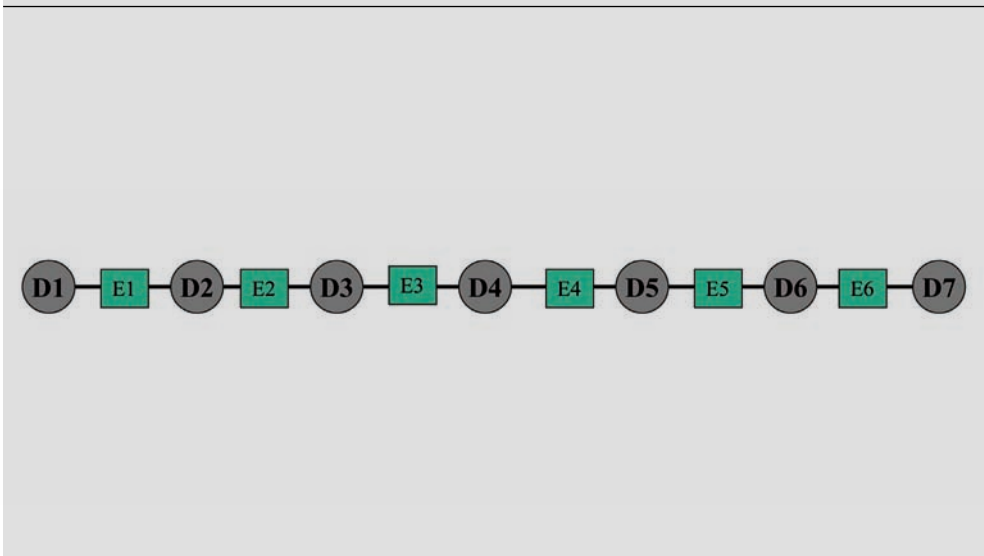
ACTIONS GLOBALES REÇUES PAR CHAQUE DENT DES ÉLÉMENTS UNITAIRES D'ARC VOISINS

Figure 6.1



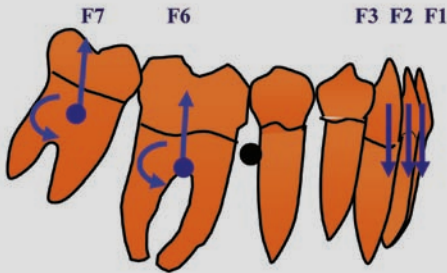
ACTIONS REÇUES D'UN SEUL CÔTÉ POUR LES DENTS TERMINALES

Figure 6.2



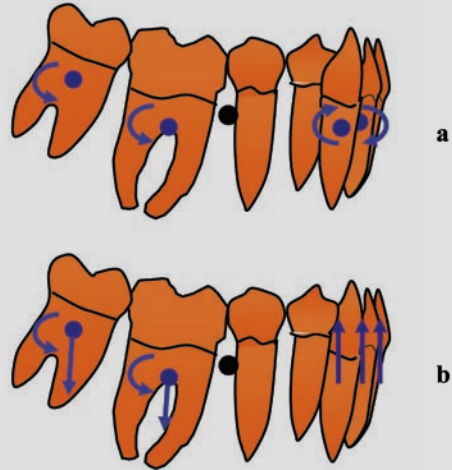
PRÉPARATION D'ANCRAGE AVEC UN ARC
ÉQUILIBRÉ: $F1 + F2 + F3 - F6 - F7 = 0$ ET $M6 + M7 < 0$

Figure 6.3



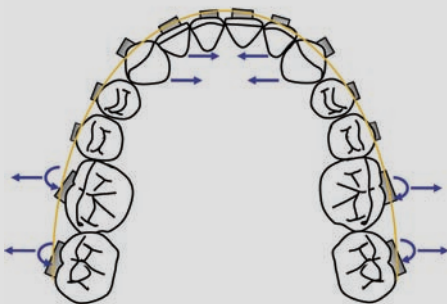
ÉQUILIBRE GLOBAL DE L'ARC: SITUATION
POSSIBLE EN A, SITUATION IMPOSSIBLE EN B

Figure 6.4



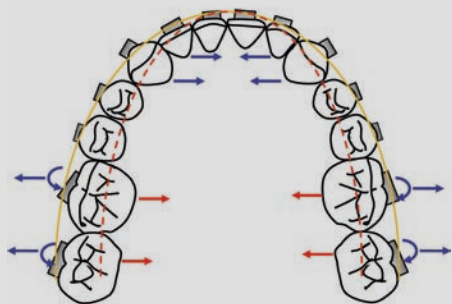
ROTATION VESTIBULO-DISTALE DES GROUPES
MOLAIRES, ROTATION VESTIBULO-DISTALE
DES GROUPES MOLAIRES (TOE IN) ET SA
CONTREPARTIE D'EXPANSION

Figure 6.5



CONTRÔLE DE CET EFFET À L'AIDE D'UN ARC
EN FORTE CONTRACTION

Figure 6.6



7

ANALYSE TOPOGRAPHIQUE ET CHRONOLOGIQUE DE L'ACTION DE L'ARC

La compréhension de l'action de l'arc passe par l'acceptation de trois idées essentielles:

- le caractère fragmentaire de l'action d'un arc continu;
- la différence entre l'action exercée immédiate et le résultat terminal;
- le caractère incomplet de l'expression de l'arc.

1. LE CARACTÈRE FRAGMENTAIRE DE L'ACTION D'UN ARC CONTINU

Chaque dent ne reçoit d'actions mécaniques que de la portion d'arc la reliant à sa voisine de gauche et de celle la reliant à sa voisine de droite. Elle ne connaît que ces deux portions d'arc et ignore la forme générale de l'arc et les intentions thérapeutiques du praticien; ainsi sur la *figure 7.1*, l'arc est en expansion, mais l'action primaire exercée sur 45 est une force en direction linguale, parce que les EUA les plus sollicités sont 44-45 et 45-46; les autres EUA sont plus légèrement sollicités.

Tout se passe à peu près comme si l'arc était coupé en petites portions; chaque «élément unitaire d'arc», ou EUA, est une poutre fléchie élastiquement entre ses deux encastres droits et gauche, c'est-à-dire les deux brackets. Chaque dent reçoit donc uniquement les actions de l'EUA de droite et de l'EUA de gauche, sauf les dents terminales qui ne reçoivent qu'une action unilatérale.

La dent ne comprend pas la stratégie globale de l'orthodontiste, et elle est très myope puisqu'elle ne voit que ces contacts immédiats.

2. LA DIFFÉRENCE ENTRE L'ACTION EXERCÉE IMMÉDIATE ET LE RÉSULTAT TERMINAL

La mise en place d'un arc de nivellement parfaitement plan conduit *in fine* à un aplanissement de l'arcade. Donc l'arcade de la *figure 7.2* sera globalement nivelée par la seule action de l'arc avec égression de la 44 incluse et au prix peut-être d'une très légère ingression de l'ensemble de l'arcade.

Mais au premier stade de l'action de l'arc (*figure 7.2a*), les 45 et 43 subissent une résultante ingressive; en effet les EUA 46-45 et 43-42 restent passifs tandis que les EUA 45-44 et 44-43 exercent une force ingressive sur 45 et 43 et égressive sur 44. Ce n'est qu'au stade suivant (*figure 7.2b*) que les EUA 46-45 et 43-42 vont s'activer pour freiner, puis annuler,

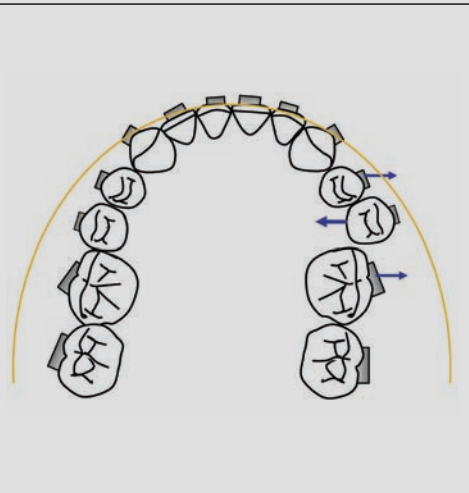
l'ingression des 45 et 43, action compensée par un effet ingressif sur 46 et 42. les autres EUA seront ensuite à leurs tours sollicités. Les dents éloignées de 44 seront finalement légèrement ingressées et 44 et ses voisines remontées.

Ainsi, pour connaître les déplacements élémentaires ou instantanés, nous devons prendre en compte la déformation élastique des deux EUA voisins de chaque dent et calculer les forces et moments qu'ils exercent. Dès que le moindre déplacement a eu lieu, la donne des systèmes de force exercés est modifiée.

Le déplacement élémentaire sous l'action d'un système de forces constant est lié au phénomène de remaniement osseux, qui met en jeu un cycle de quelques jours. L'importance du déplacement dépend plus d'une notion de seuils que d'une notion d'intensité; en dessous d'un seuil minimal, le remaniement osseux n'est pas stimulé, au-delà d'un seuil maximal, la hyalinisation bloque le déplacement pour plusieurs semaines.

LE CARACTÈRE FRAGMENTAIRE DE L'ACTION DE L'ARC. L'ARC EN EXPANSION ENTRAÎNE UN MOUVEMENT PRIMAIRE DE 45 VERS L'INTÉRIEUR

Figure 7.1



In fine c'est la forme générale de l'arc qui primera. Mais il peut y avoir de fortes différences, voire des contradictions, entre effet immédiat et effet à long terme.

3. LE CARACTÈRE INCOMPLÉT DE L'EXPRESSION DE L'ARC

Un arc ne « s'exprime » jamais complètement, c'est-à-dire ne conduit jamais *in fine* les dents rigoureusement dans les positions-objectifs inscrites dans sa forme au repos. Ceci pour deux raisons :

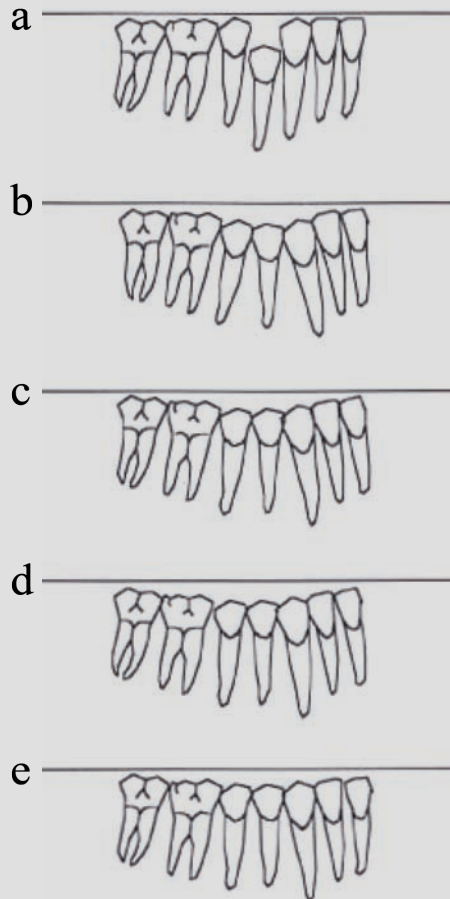
- le jeu de l'arc dans le bracket : le jeu est lié à l'emploi d'arcs sous-dimensionnés par rapport à la gorge du bracket rendu nécessaire pour augmenter l'élasticité de l'arc dans les étapes de nivellement et pour faciliter les glissements sur l'arc dans les étapes de déplacements antéro-postérieurs. Ce jeu se traduit surtout par des pertes de contrôle angulaires qui concernent surtout le torque et à un moindre degré le *tipping* ou la rotation axiale : nous traiterons en détail au chapitre 9 le jeu de l'arc dans le bracket ;

- le caractère subliminaire des forces exercées lorsque les malpositions résiduelles deviennent infimes. La diminution de l'intensité des forces au fur et à mesure de la correction de la malposition les rend inopérantes parce que subliminaires, pour les derniers dixièmes de millimètres à corriger (*figure 7.3a* d'après Burstone). Ce phénomène avait déjà été signalé par Burstone.

La solution est ici la sur-correction intelligente sur l'arc dans les étapes primaires (*figure 7.3b*) : avec les *offsets* qui ont déporté l'arc au-delà de ce qui correspond à la position idéale de la dent, la flexion restera active et l'élasticité de rappel suffisante jusqu'à correction complète de la malposition. Le pré-requis est l'emploi d'arc plus souple puisque la flexion initiale est plus importante.

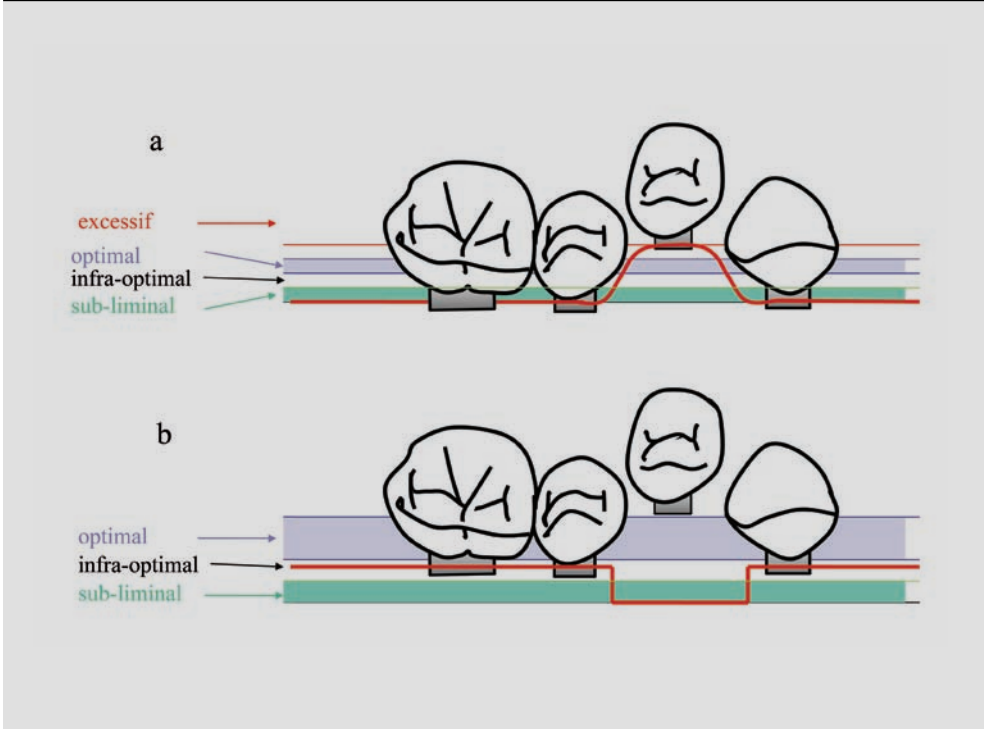
ACTION IMMÉDIATE EN CONTRADICTION AVEC LE DÉPLACEMENT TERMINAL : 43-45 VONT ÊTRE D'ABORD INGRESSÉES, MÊME SI *IN FINE*, LE NIVELLEMENT EST À PEU PRÈS RÉALISÉ

Figure 7.2



CARACTÈRE INCOMPLET DE L'ACTION DE L'ARC: LES FORCES ÉLASTIQUES DEVIENNENT SUBLIMINAIRES POUR LES DERNIERS PAS DE LA CORRECTION, SEULE UNE SUR-CORRECTION POURRAIT SUPPLÉER À CETTE INSUFFISANCE

Figure 7.3



8

PHYSIQUE DE L'ARC

L'arc utilisé en orthodontie subit une contrainte lorsqu'il est engagé dans les brackets, et il doit pouvoir restituer une force induisant un déplacement, ou une énergie si l'on préfère raisonner en termes d'énergie. Pour cela il faut que son comportement soit «élastique». Ce comportement élastique peut correspondre à des déformations de deux natures différentes :

- déformation élastique classique d'un matériau ;
- superélasticité d'un alliage à mémoire de forme subissant une manipulation thermique.

1. DÉFORMATION ÉLASTIQUE CLASSIQUE ET DÉFORMATION PLASTIQUE

Soit un échantillon d'un matériau destiné à tester ses performances mécaniques, par exemple une éprouvette pour une épreuve de traction ou de torsion ou simplement un fil pour une épreuve de flexion.

Le tracé de la courbe déformation (ϵ)/contrainte (σ) permet l'analyse du comportement mécanique du matériau (*figure 8.1*). Nous pouvons distinguer classiquement une zone de déformation élastique et une zone de déformation plastique.

Dans la zone de déformation élastique, la courbe est une droite, sa pente détermine le paramètre de rigidité ($\Delta\sigma/\Delta\epsilon$) ou son inverse, le paramètre d'élasticité ($\Delta\epsilon/\Delta\sigma$).

Dans une épreuve de traction, le paramètre de rigidité sera le module de Young (N/mm^2), dans une épreuve de flexion, ce sera le paramètre charge/flexion.

L'arrêt de la contrainte dans cette zone est suivi d'un retour immédiat à la situation de départ avec restitution intégrale de l'énergie absorbée. Sur le plan microscopique, les perturbations des cristallites sont réversibles.

Au-delà de la limite élastique (σ_e/ϵ_e), la courbe cesse d'être rectiligne: il s'agit du domaine de la déformation plastique et plus loin encore de la rupture. La cessation de la contrainte dans cette zone va laisser subsister une déformation permanente (ϵ_p).

Sur le plan microscopique, les cristallites subissent des déformations, des réorientations irréversibles.

Les matériaux traditionnels utilisés en orthodontie, acier inoxydable, acier cobalt-chrome (Elgiloy) ou nickel-titane (Nitinol), doivent travailler dans leur domaine de déformation élastique. Les valeurs du module de Young sont données dans le *tableau 8.1*.

2. SUPERÉLASTICITÉ D'UN ALLIAGE À MÉMOIRE DE FORME SUBISSANT UNE MANIPULATION THERMIQUE

2.1. Comportement d'un alliage à mémoire de forme sans manipulation thermique

Un alliage à mémoire de forme (AMF) possède deux phases* cristallines différentes possibles à des températures proches de la température ambiante.

La phase de haute température, ou phase austénitique (A), est parfaitement stable à la température ambiante, la phase de basse température ou phase martensitique (M), est instable à la température ambiante. La transformation A \rightarrow M s'appelle la transformation martensitique.

Les changements de composition cristalline peuvent être provoqués soit par des contraintes physiques soit par changement de température. La *figure 8.2* illustre le changement de phase sous l'effet d'une contrainte physique. La *figure 8.3* illustre les changements de phase sous l'effet de la température.

Lorsqu'un échantillon AMF à la température ambiante, donc complètement en état austénitique, reçoit une contrainte (*figure 8.4*), il subit d'abord une déformation élastique conventionnelle (1). À la limite de la zone de déformation élastique (contrainte critique σ_c), la déformation «s'accélère» (2), Mais il ne s'agit pas d'une perturbation définitive du système cristallin: des zones martensitiques orientées apparaissent et s'étendent au sein du matériau absorbant l'énergie de contrainte et autorisant une déformation importante.

Lorsqu'il y a cessation de la contrainte, la martensite instable à cette température revient à son état initial (3), restituant par là la forme initiale (4): il s'agit de l'effet de mémoire de forme.

* Nous appelons phase en physique un ensemble homogène: s'il y a coexistence dans un milieu de composition chimique homogène, soit de cristallites de deux systèmes cristallins différents, soit de cristallites avec un état liquide ou gazeux (par exemple eau et glace), nous sommes en présence de deux phases.

À partir de ce dernier point, le matériau retrouve le « retour » élastique du matériau austénitique (4). L'énergie restituée est inférieure à celle absorbée puisque le changement de phase a été consommateur d'énergie.

La zone de travail du fil (2-3-4) est caractérisée par une pente très faible (quasi nulle s'il s'agit d'un milieu monocristallin) : il s'agit de la superélasticité, la force reste presque constante.

2.2. Superélasticité et mémoire de forme : manipulation thermique

Lorsque les températures de changement de phase sont proches de la température buccale, il est possible de manipuler thermiquement le fil pour « choisir » son état cristallin donc ses propriétés mécaniques (*figure 8.5*).

L'alliage est tel que sa température M_f est inférieure à la température buccale (1).

Le fil dont la structure d'équilibre à la température ambiante est l'austénite est refroidi fortement, en dessous de M_f (eau glacée ou bombe cryogénique, 2) ; il est désormais complètement martensitique sans déformation mécanique, uniquement par traitement thermique.

Lorsqu'il est mis sous contrainte, il subit une déformation élastique conventionnelle puis une restructuration-réorientation des cristallites martensitiques (3) ; celle-ci absorbe la déformation résiduelle ϵ_r (4). L'arc est donc déformé et en phase martensitique stable. Il reste dans cet état tant que la température reste inférieure à A_s .

Au réchauffement à la température buccale, au-dessus de A_f , la martensite se transforme en austénite restituant à l'arc sa forme initiale (5).

Les conditions de température sont :

- A_f inférieure à la température buccale ;
- M_s proche de la température ambiante pour que la déformation d'insertion de l'arc utilise le plateau de superélasticité martensitique.

3. CONCLUSION

Les graphes de comportement des différents types de fils montrent que lors de la restitution de la contrainte :

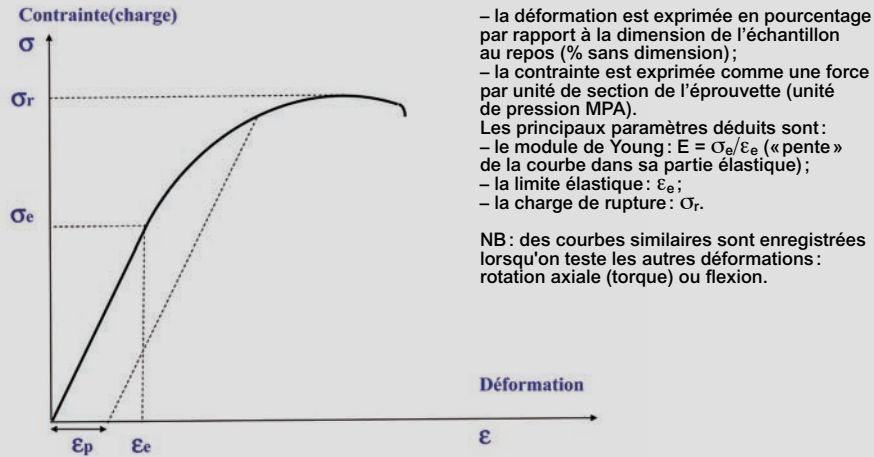
- l'énergie absorbée n'est pas toujours totalement restituée ;
- les énergies de changement de phase jouent un rôle déterminant dans les mécanismes de restitution ;
- le rapport contrainte/déformation peut varier beaucoup selon la zone de travail : il est important dans les zones de déformation élastique conventionnelle, et faible dans les zones de superélasticité.

Mais la force restituée par l'arc reste toujours exactement opposée à la contrainte subie. Si une portion d'arc est introduite dans un bracket en subissant des contraintes linéaires et des contraintes de rotation, alors l'arc exercera sur le bracket des contraintes linéaires et des contraintes de rotation proportionnelles et opposées.

L'analyse que nous avons présentée au chapitre précédent reste vraie, à condition de substituer aux paramètres de rigidité classique, les pseudo-modules de rigidité correspondant aux zones de superélasticité.

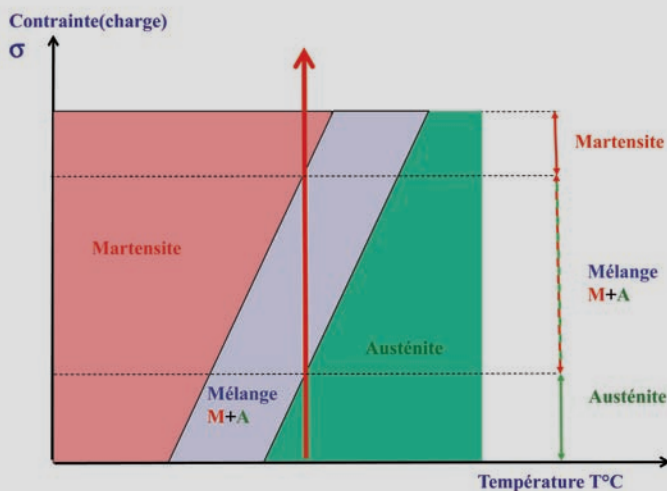
ÉPREUVE DE TRACTION D'UN ÉCHANTILLON MÉTALLIQUE

Figure 8.1



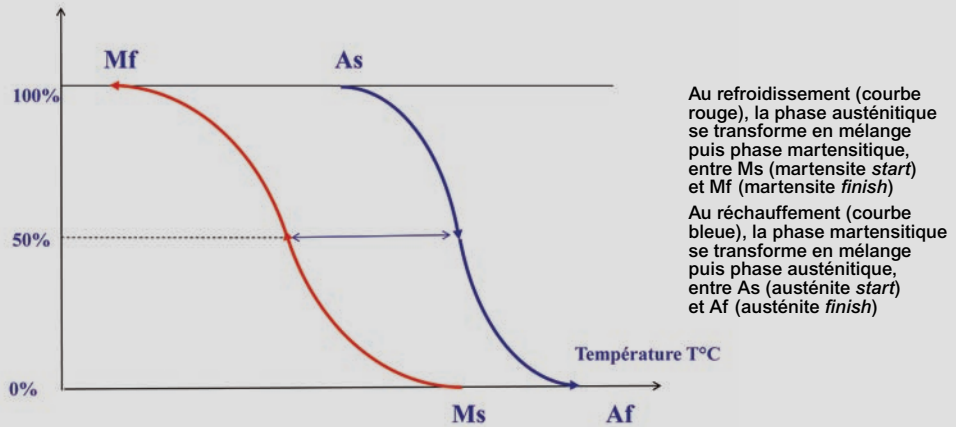
TRANSFORMATION MARTENSITIQUE SOUS CONTRAINTE PHYSIQUE. UNE CONTRAINTE PHYSIQUE PROVOQUE LE PASSAGE D'UNE PHASE AUSTÉNITIQUE À UN MÉLANGE DES DEUX PHASES PUIS À UNE PHASE MARTENSITIQUE

Figure 8.2



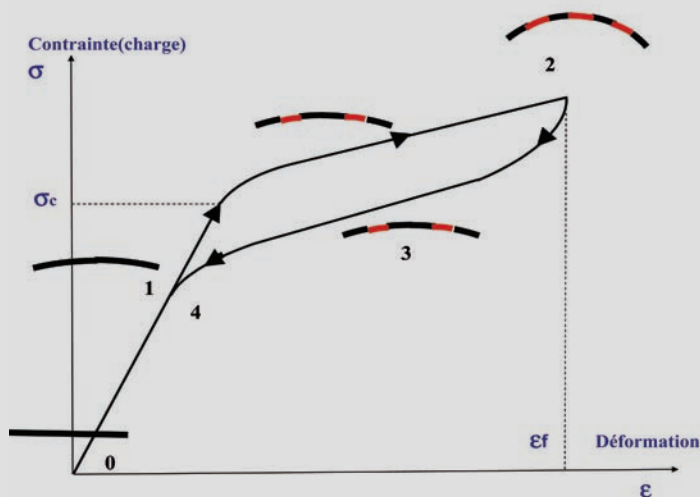
TRANSFORMATION MARTENSITIQUE PAR CHANGEMENT DE TEMPÉRATURE

Figure 8.3



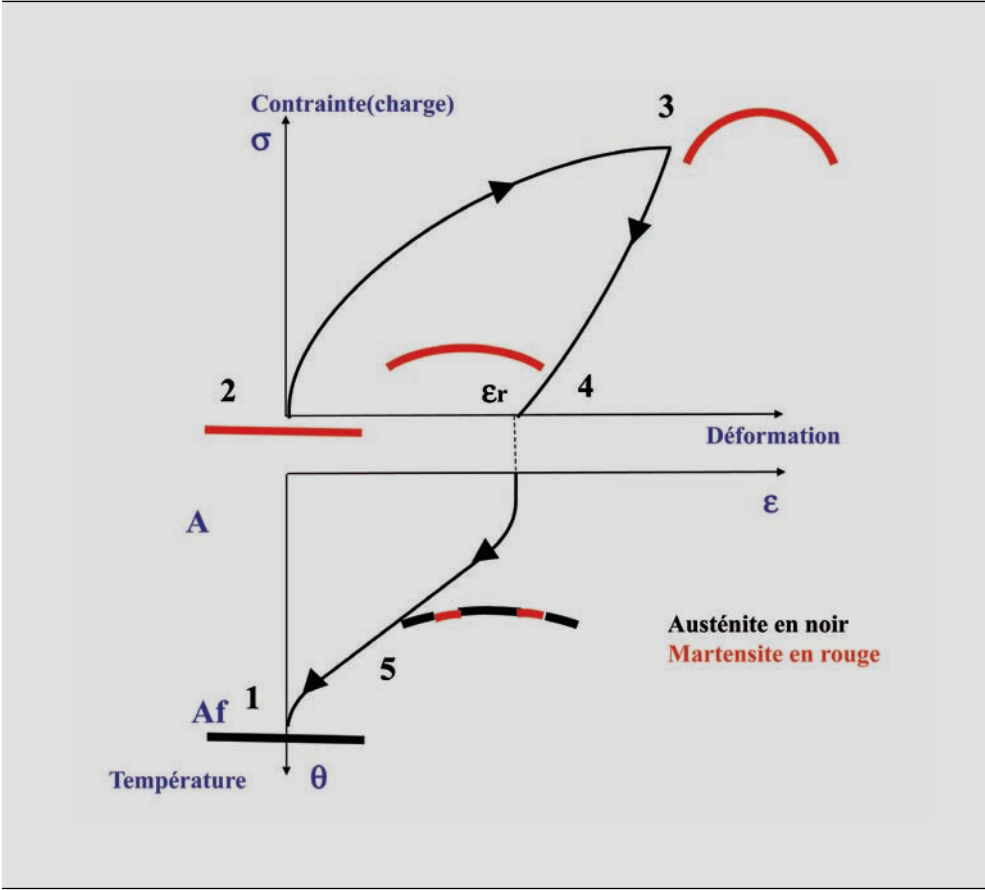
COMPORTEMENT D'UN ÉCHANTILLON AMF SOUS LA CONTRAINTE ET LORS DE LA RELAXATION LES ZONES MARTENSITIQUES SONT SCHÉMATISÉES EN ROUGE

Figure 8.4



MANIPULATION THERMIQUE D'UN AMF À TRANSFORMATION MARTENSITIQUE PROCHE
DE LA TEMPÉRATURE BUCCALE

Figure 8.5



VALEURS DU MODULE DE YOUNG (STIFFNESS INDEX) POUR LES MATÉRIAUX USUELS TRESSÉS OU MASSIFS

Tableau 8.1

	MATÉRIAU	E(MKSA)
Arc tressé	Selon la marque	1 à $3 \cdot 10^{10}$
Matériau massif	Nickel Titane (Nitinol)	$3.63 \cdot 10^{10}$
	Béta Titane (TMA)	$6.61 \cdot 10^{10}$
	Nickel Chrome (acier inox)	$17.04 \cdot 10^{10}$
	Cobalt Chrome (Elgiloy)	$19.66 \cdot 10^{10}$

9

LA LIAISON ARC-BRACKET

La liaison arc-bracket n'est pas un encastrement total lorsque l'arc est sous-dimensionné; nous l'avons déjà vu plus haut.

Un arc fléchi élastiquement et introduit dans la gorge du bracket amorce un «retour» à sa position de repos vite arrêté par les contacts avec les parois de la gorge: c'est le «jeu» j , de l'arc dans le bracket (*figure 9.1*).

Une fois cette position acquise tout se passe comme si l'élément unitaire d'arc était encastré sans jeu dans des brackets de gorge plus étroite et en rotation de j par rapport à la position réelle (*figure 9.2*).

1. JEU ET PERTE D'INFORMATION

Le jeu de l'arc dans le bracket lorsque nous utilisons un arc sous-dimensionné correspond à une perte d'information. Cette perte d'information:

- peut être souhaitable: par exemple le recul d'un bloc incisif très surtorqué dans une forte proalvéolie supérieure fonctionnelle. L'objectif est: recul et diminution de torque;

- peut être indésirable: nous utilisons un arc sous-dimensionné dans une technique de glissement (arc .018 X .025 dans une gorge de .022 X .028, autorisant donc un glissement aisé dans les secteurs latéraux) pour reculer le groupe incisif, lui-même déjà sous-torqué. La perte de contrôle du torque va être responsable d'un *rabitting* indésirable.

Un sous-dimensionnement volontaire peut être réalisé:

- soit en utilisant un arc de section inférieure à celle du bracket;

- soit en amincissant électrolytiquement un arc *full size*: dans ce cas la perte d'information peut être localisée à une zone précise de l'arcade.

L'importance numérique du jeu et de la perte d'information correspondante est une donnée que l'orthodontiste doit pouvoir parfaitement quantifier.

Cette perte d'information affecte à des degrés différents les quatre informations incluses dans le brackets.

Elle affecte:

- surtout le torque;

- à un moindre degré le *tip*.

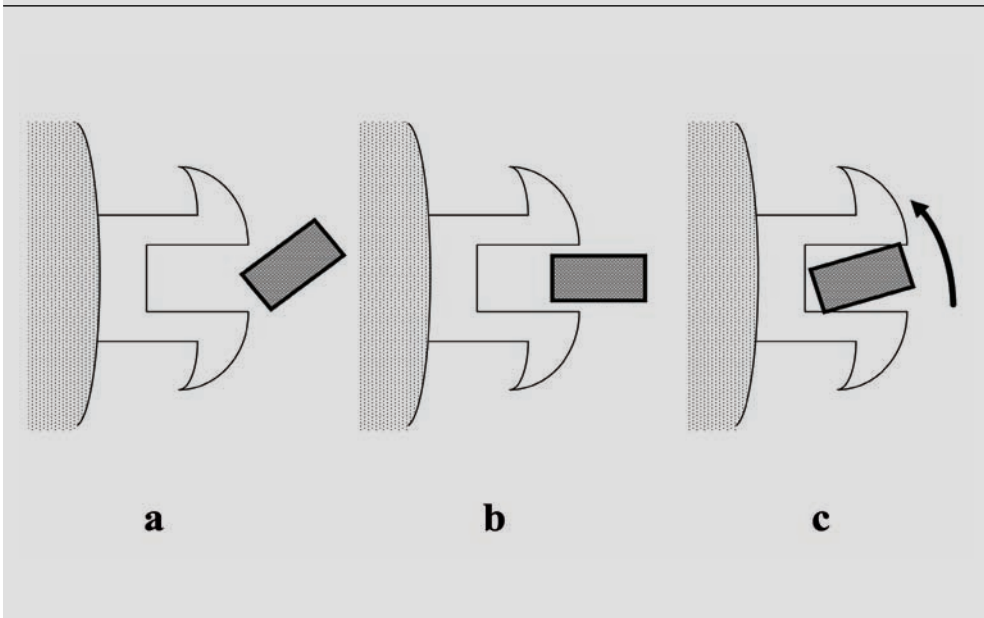
Elle affecte d'une manière négligeable:

- la rotation axiale;

- la position vestibulo-linguale de la face vestibulaire (*in-out*);

INTRODUCTION DE L'ARC DANS LA GORGE SOUS TORSION AXIALE ÉLASTIQUE (A ET B) ET RETOUR ÉLASTIQUE SELON LE «JEU» DE L'ARC DANS LE BRACKET (C)

Figure 9.1



pour un bracket conventionnel avec des ligatures métalliques bien serrées et plaquant l'arc parfaitement au fond de la gorge.

Pour un bracket auto-ligaturant, le contrôle de rotation axiale reste un peu moins précis.

Nous envisagerons successivement le cas des brackets conventionnels, puis celui des brackets auto-ligaturants passifs, enfin celui des auto-ligaturants actifs.

2. BRACKETS CONVENTIONNELS

2.1. Perte de contrôle de torque

En ce qui concerne le torque, la perte d'information, α , est donnée par la formule classique (*figure 9.3*):

$$a \sin \alpha + b \cos \alpha = e$$

a et b désignent les paramètres de la section du fil rectangulaire et e , l'épaisseur de la gorge. La perte d'information peut encore être plus importante lorsque nous utilisons des arcs à coins arrondis (soit par le fabriquant soit électrolytiquement).

Le *tableau 9.I* illustre la perte de torque en fonction des dimensions de l'arc rectangulaire.

2.2. Perte de contrôle de *tipping*

Elle est donnée par la formule (*figure 9.4*):

$$\text{tangente } \beta = (e-b)/l$$

β désigne la perte de contrôle angulaire

e désigne l'épaisseur de la gorge

b désigne la petite dimension de l'arc rectangulaire ou le diamètre de l'arc rond

l désigne la largeur du bracket.

Nous voyons qu'elle reste faible, comme le montre le *tableau 9.II*.

2.3. Perte de contrôle de rotation axiale et de position vesibulo-palatine

Ces pertes de contrôle sont pratiquement nulles avec un bracket conventionnel équipé d'une ligature métallique serrée soigneusement (pince de Steiner), *figure 9.5*.

3. BRACKETS AUTOLIGATURANTS PASSIFS

3.1. Torque et *tipping*

Dans un bracket auto-ligaturant passif soigneusement fermé, comme dans un tube molaire de même gorge, par exemple .022 x .028., les pertes d'information de torque et de *tipping* sont les mêmes qu'avec des brackets conventionnels; la seule différence provient de la largeur des brackets, souvent plus petite dans les brackets autoligaturants que dans les brackets conventionnels: la perte de contrôle de *tipping* sera légèrement plus forte.

3.2. Rotation axiale et position vesibulo-palatine

L'arc sous-dimensionné peut se déplacer légèrement dans le sens vestibulo-palatin, en l'absence de ligature. La perte de contrôle de la rotation axiale γ est importante, elle peut être calculée avec une formule analogue à celle valable pour le *tipping*, mais il faut substituer la profondeur de la gorge (p) à son épaisseur (e) et la grande dimension, a de la section de l'arc à la petite, b (*figure 9.6*).

$$\text{tangente } \gamma = (p-a)/l$$

Le *tableau 9.III* donne le jeu de rotation axiale avec une largeur de bracket de 3 mm. Si nous examinons attentivement le fonctionnement du bracket, nous nous apercevons que le volet de fermeture est plus étroit que le bracket, puisqu'il est encadré par ses rails de guidage. La largeur utile pour maintenir l'arc est de ce fait diminuée de la largeur d'un rail de guidage. Les *figures 9.7 et 9.8* illustrent cette réduction et le *tableau 9.IV* donne les pertes de contrôle de rotation axiale corrigées.

4. BRACKETS AUTOLIGATURANTS ACTIFS

Des ligatures élastomériques sont déjà souvent mises en place lorsque l'arc dans un cas de forte malposition, ne peut s'insérer «à fond» dans le bracket, avec l'espoir que

la ligature réussira à l'enfoncer progressivement jusqu'au fond de la gorge.

Les brackets auto-ligaturants actifs procèdent aussi d'une intention d'arbitrage du travail de correction orthodontique entre l'arc et le bracket actif. Dans une grande malposition, l'arc subit une flexion primaire et s'insère dans le bracket avec l'acceptation d'un jeu important. La partie active, le «ressort-fermoir» va ensuite continuer l'insertion de l'arc jusqu'au fond du bracket, comme le ferait une ligature métallique progressivement serrée *flush*.

L'analyse mécanique du «ressort-fermoir» est intéressante et permet de mieux comprendre son action. Intéressons nous au problème majeur du contrôle du torque.

Un «ressort-fermoir» exerce sur l'angle de l'arc une force F, dépendant de la géométrie de la section et de la géométrie du «ressort-fermoir», (*figure 9.9*).

Dans la position *9.10a*, la composante horizontale F_h exerce un moment positif d'aggravation de la rotation de l'arc:

$$M_h = +b_h.F_h$$

et la composante F_v exerce un moment négatif de correction:

$$M_v = -b_v.F_v$$

Dans la position *9.10b*, la composante horizontale F_h exerce un moment positif de correction de la rotation de l'arc: $M_h = +b_h.F_h$, et la composante F_v exerce un moment négatif d'aggravation:

$$M_v = -b_v.F_v$$

Les bras de levier dépendent de la géométrie de l'arc, ou de ses cotés a et b, et de l'angle de rotation α : dans la situation *9.10a*, nous trouvons:

$$B_h = a.\sin \alpha$$

$$B_v = a.\cos \alpha - b.\sin \alpha$$

Le moment résultant dépend en outre de l'orientation de la force F, c'est-à-dire du rapport F_h/F_v.

Remarquons que les bras de levier des moments de correction sont bien plus importants que ceux des moments d'aggravation. Avec une force F à 45 degrés de la paroi inférieure de la gorge, F_h = F_v, et le moment résultant est sûrement un moment de correction.

L'emploi d'arcs «à congés» permet d'obtenir deux moments de correction: on voit sur la *figure 9.11* que les deux moments sont négatifs et vont dans le sens de la correction de la rotation initiale de l'arc:

$$M_h = -b_h.F_h$$

$$M_v = -b_v.F_v$$

Comme pour les brackets autoligaturants passifs, le volet de fermeture ici élastique, le «ressort fermoir» a une largeur active souvent inférieure à la largeur du bracket (*figure 9.12* surtout modèle a).

PERTE DE CONTRÔLE DU TORQUE EN DEGRÉS

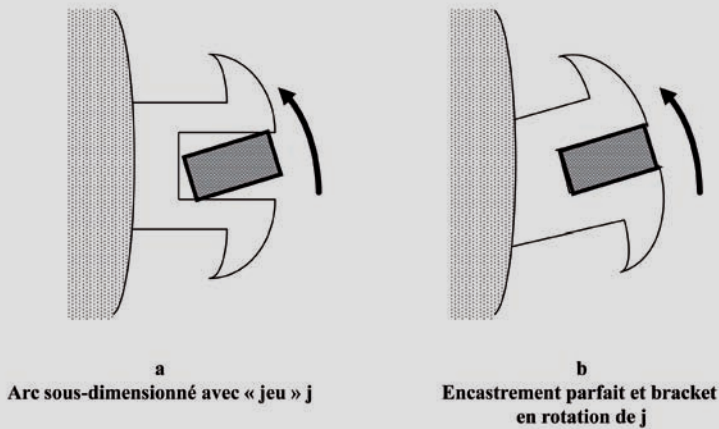
Tableau 9.1

GORGE	ARC	ANGLE
.022 X .028	.016 X .022	17.9
	.017 X .022	14.6
	.018 X .018	14.8
	.018 X .025	9.8
	.019 X .025	7.2
	.019 X .026	6.9
	.021 X .025	2.2
	.0215 X .0275	1
.018 X .025	.016 X .016	7.7
	.016 X .022	5.4
	.017 X .022	2.6
	.0175 X .0245	1.2

ANALOGIE ENTRE:

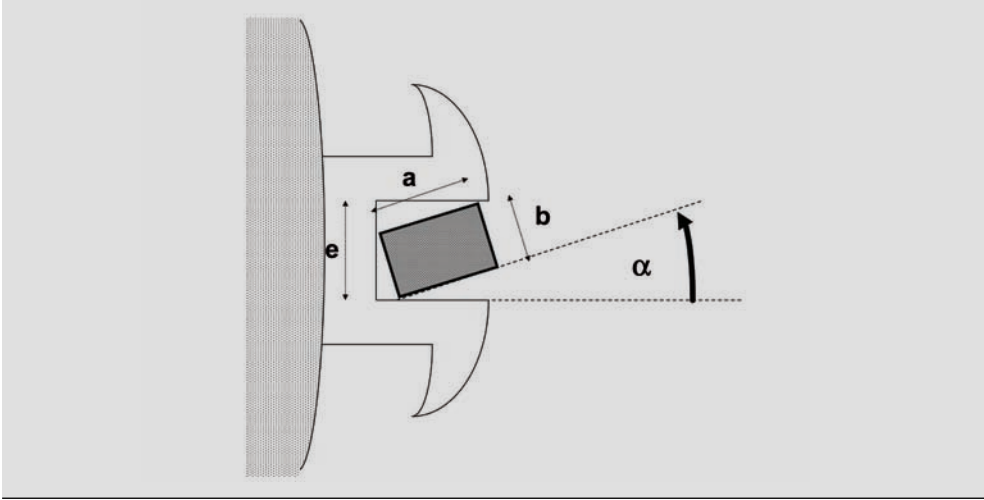
- A, L'ARC SOUS-DIMENSIONNÉ (TORSION AXIALE DIMINUÉE DU JEU J)
- B, L'ENCASTREMENT PARFAIT DANS UNE GORGE RÉDUITE, TOURNÉE DE J DANS LE SENS DU RELÂCHEMENT, DONC AVEC UNE TORSION ÉGALEMENT DIMINUÉE DE J

Figure 9.2



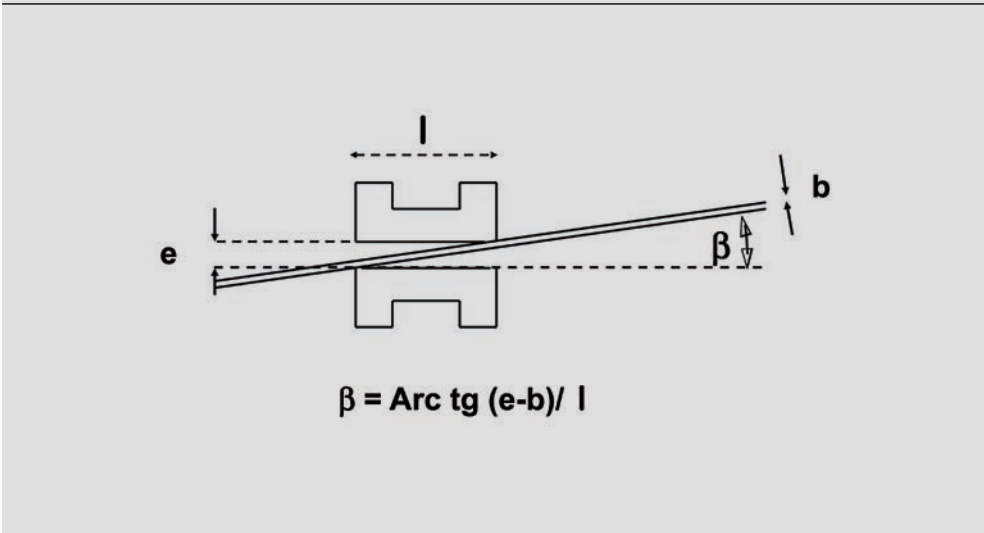
CALCUL DE LA PERTE DE CONTRÔLE, OU PERTE D'INFORMATION OU ENCORE JEU DE TORQUE α ,
DUE AU SOUS-DIMENSIONNEMENT DE L'ARC

Figure 9.3



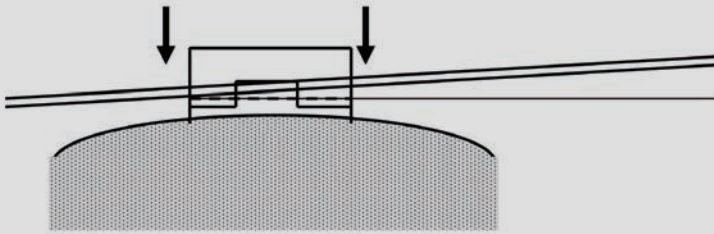
CALCUL DE LA PERTE DE CONTRÔLE, OU PERTE D'INFORMATION DE TIPPING β ,
DUE AU SOUS-DIMENSIONNEMENT DE L'ARC

Figure 9.4



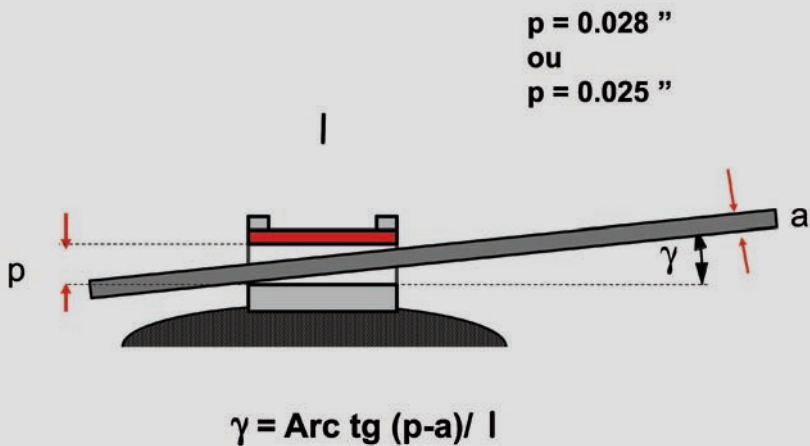
PERTE DE CONTRÔLE DE ROTATION AXIALE ET DE POSITION VESTIBULO-LINGUALE: ELLES SONT NÉGLIGEABLES SI LA LIGATURE MÉTALLIQUE EST CORRECTEMENT SERRÉE

Figure 9.5



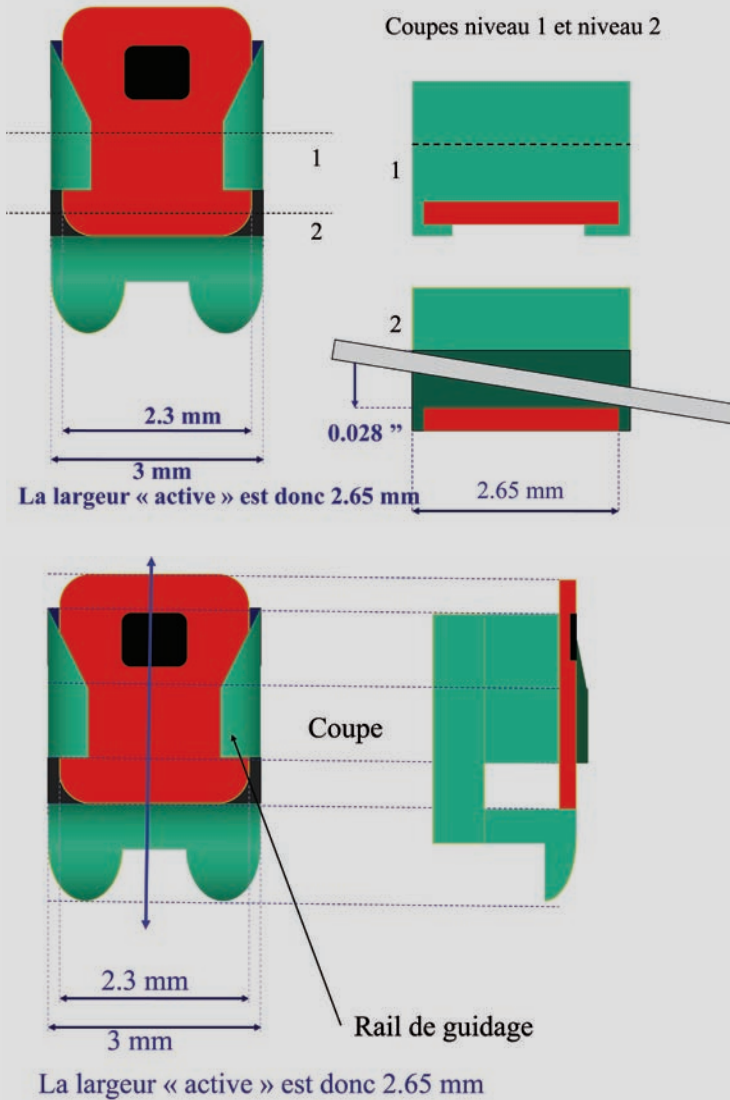
CALCUL DE LA PERTE DE CONTRÔLE γ DE ROTATION AXIALE DANS UN BRACKET AUTO-LIGATURANT PASSIF OU DANS UN TUBE

Figure 9.6



PRISE EN COMPTE LA LIMITATION DE LA LARGEUR DU VOILET DE FERMETURE DUE AUX RAILS DE GUIDAGE. (LARGEUR DU BRACKET, 3 mm/LARGEUR DU VOILET 2,3 mm/LARGEUR ACTIVE DE CONTRÔLE DE ROTATION 2,65 mm)

Figures 9.7 et 9.8



PERTE DE CONTRÔLE DE $TIPPING \beta$, EN DEGRÉS AVEC UNE LARGEUR DE BRACKET DE 3 MM

Tableau 9.II

SECTION DE L'ARC	GORGE BRACKET : .018"	GORGE BRACKET : .022"
.014"	1.94	3.88
.016"	0.97	2.91
.018"	0	1.94
.019"		1.45
.020"		0.97
.022"		0

PERTE DE CONTRÔLE DE ROTATION AXIALE γ , EN DEGRÉS AVEC UNE LARGEUR DE BRACKET DE 3 MM

Tableau 9.III

SECTION DE L'ARC	GORGE BRACKET : .025"	GORGE BRACKET : .028"
.014"	5.32	6.76
.016"	4.35	5.8
.018"	3.39	4.84
.020"	2.42	3.87
.022"	1.45	2.9
.025"	0	1.45

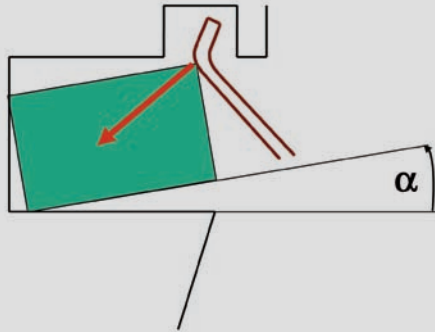
PERTE DE CONTRÔLE DE ROTATION AXIALE γ , EN DEGRÉS AVEC UNE LARGEUR DE BRACKET DE 2.65 MM (PRISE EN COMPTE DE LA RÉDUCTION DE LARGEUR DU VOLET DE FERMETURE)

Tableau 9.IV

SECTION DE L'ARC	GORGE BRACKET : .025"	GORGE BRACKET : .028"
.014"	6.02	7.64
.016"	4.93	6.56
.018"	3.84	5.47
.020"	2.74	4.38
.022"	1.65	3.29
.025"	0	1.65

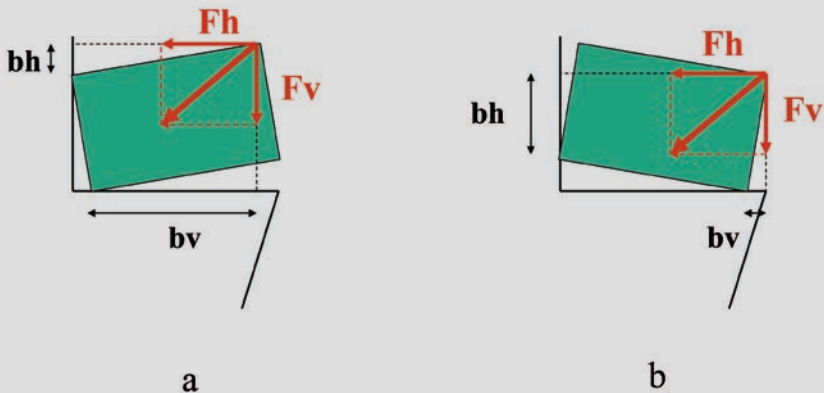
LA FORCE F EST DÉPENDANTE DE LA GÉOMÉTRIE DE LA SECTION ET DE LA GÉOMÉTRIE DU «RESSORT-FERMOIR», POUR SON MODULE ET SURTOUT POUR SON ORIENTATION

Figure 9.9



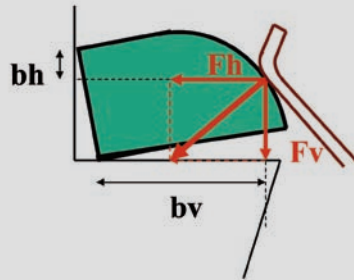
CALCUL DES MOMENTS CAPABLES DE METTRE EN PLACE L'ARC DANS LE COIN INFÉRIEUR GAUCHE (NOTRE SCHÉMA) DE LA GORGE, EN CORRIGEANT DONC LE TORQUE

Figure 9.10 a et b



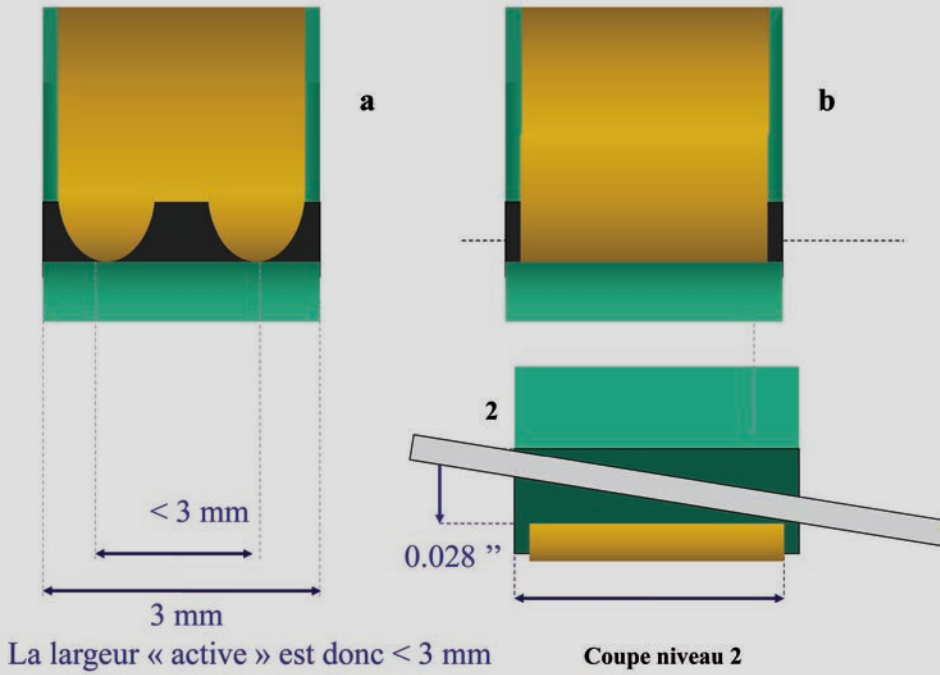
INTÉRÊT DES ARCS À CONGÉ

Figure 9.11



BRACKET AUTO-LIGATURANT ACTIF. PRISE EN COMPTE DES DIFFÉRENTES LARGEURS
(LARGEUR DU BRACKET ET LARGEUR ACTIVE EFFECTIVE)

Figure 9.12



10

LES LIAISONS EN ORTHODONTIE

Nous avons introduit plus haut (chapitre 2, §5) la notion de liaison :

— par sa définition : système mécanique d'ancrage venant limiter le nombre de degrés de liberté du solide ;

— par sa classification : selon les libertés autorisées (glissière : translation ; charnière : rotation autour d'un axe etc.) ;

— par ses conséquences analytiques : décomposition du système de forces. Le système de force doit être décomposé en deux groupes :

1. les forces et moments compatibles avec la liaison et donc provoquant le mouvement du solide lié, le « jeu » de la liaison ; forces et moments qui ne rencontrent comme seule opposition que l'inertie de la partie mobile ;

2. les forces et moments incompatibles, qui ne provoquent pas bien sûr le « jeu » de la liaison, mais s'opposent à la résistance globale de l'ensemble statique d'ancrage.

Ces forces et moments incompatibles peuvent provoquer une dérive progressive voire une fracture de l'ancrage. Le cas de la charnière, traité en annexe 10.1, permet de mieux comprendre le mode général d'analyse des liaisons.

Nous examinerons successivement les deux liaisons intervenant en orthodontie : la liaison glissière et l'ancrage passif d'un point de l'arcade sur une minivis, puis leur combinaison dans un même système mécanique.

1. LIAISON GLISSIÈRE

La liaison glissière concerne les mouvements de glissement intra-arcade ; ces mouvements peuvent déplacer pour la partie mobile, les dents extrêmes de l'arcade ou les dents médianes (canine, incisives ou groupe incisivo-canin dans un recul antérieur en classe II 1).

La partie stable comporte le plus grand nombre possible des autres dents : le groupe prémolaires-molaires solidarisé ou même l'ensemble prémolaires-molaires solidarisé aux incisives (solidarisation d'un groupe stable « à distance ») dans un recul canin en classe II 1.

Au sein de chaque groupe, les dents sont solidarisées, afin d'éviter tout mouvement dentaire interne au groupe. Elles sont au contact et maintenues par un arc rectangulaire qui pourrait aller jusqu'à $.018 \times .025$ ou même $.016 \times .022$ de section. Compte tenu de la proximité des dents de chaque groupe, la rigidité serait suffisante pour imposer un déplacement « en masse » du groupe.

Mais pour l'arcade globale, le pré-requis est la mise en place d'un arc de forte section ($.019 \times .026$ minimum), interdisant toute flexion de l'arcade et limitant au maximum la perte de contrôle de *tip* liée au léger sous-dimensionnement de l'arc, dans les zones où existent des portions fléchissantes étendues (vastes espaces inter-brackets, particulièrement au niveau des sites d'extraction).

Le sous-dimensionnement sera toutefois suffisant pour permettre un glissement à friction minime et éviter tout « arc-boutement » de l'arc dans la gorge. (Voir la remarque de l'annexe 10.2).

Si l'élément reliant les deux groupes ne présente pas une rigidité suffisante, on ne peut traiter cette situation comme une glissière :

- soit parce que cet élément comporte une grande boucle de fermeture, qui, comme nous le savons, entraîne une perte de rigidité transversale et verticale de l'arc importante (voir la remarque de l'annexe 10.3) ;

- soit parce que cet élément comporte une boucle complexe visant justement un recul associé à un déplacement vertical (ingression-égression) ou a une correction de torque du groupe antérieur dans son ensemble ;

- soit parce que l'espace inter-bracket est trop étendu et l'arc de trop faible section.

1.1. Dents extrêmes de l'arcade mobiles

Deux applications essentielles, le recul incisif (*figure 10.1*) ou le recul incisivo-canin et la perte d'ancrage sur les molaires. L'analyse mécanique des actions passe par la décomposition de la résultante des forces extérieures à l'arcade exercées sur le groupe mobile, en une composante parallèle à la glissière ou à l'arc Fh, et une composante perpendiculaire Fv.

La composante Fh assurera le déplacement de glissement intra-arcade du groupe mobile en fonction de sa résistance, c'est-à-dire de la valeur d'ancrage du groupe mobile (VAm). Le centre de résistance de l'élément mobile n'a pas à être pris en compte ici.

La composante Fv sera supportée par l'ensemble de l'arcade. Elle provoquera un mouvement global d'arcade : déplacement vertical et rotation. Son calcul prendra en compte la valeur d'ancrage de l'arcade complète et son centre de résistance.

Les forces internes à l'arcade (modules élastomériques ou ressorts du secteur mobile au secteur stable), provoquent des mouvements de glissement intra-arcade, par exemple recul incisif et perte d'ancrage sur le groupe 5-6-7, mais sont sans effet sur le mouvement global d'arcade.

1.2. Dents médianes de l'arcade mobiles

Les applications sont ici surtout le recul des canines (*figure 10.2*) ; mais d'autres applications existent : le recul des secondes prémolaires (cas d'extractions 4-6), ou la perte d'ancrage sur la première molaire (en appui sur 7 et le groupe antérieur). L'analyse mécanique est la même que plus haut.

2. L'ANCRAGE « ABSOLU » OU L'ANCRAGE PASSIF DU SECTEUR STABLE À UNE MINIVIS

Les minivis peuvent être utilisées de deux manières:

- en mécanique directe: un module de force (ressort ou module élastomérique) est mis entre la minivis et le secteur mobile;
- en mécanique indirecte: une ligature métallique relie la minivis au secteur stable dont il renforce l'ancrage.

C'est ce second emploi qui nous intéresse ici seulement: un point de l'arcade dans le secteur stable (bracket, soudure, hanse ou crochet serti de l'arc) est relié par une ligature métallique à une minivis. Le système minivis-ligature métallique constitue un « renfort d'ancrage », en principe « absolu », c'est-à-dire susceptible de résister à toute tension du fil métallique (sauf arrachement de la vis ou rupture de la ligature). Le groupe stable ancré à la vis n'est pas totalement « fixé », mais ses possibilités de déplacement sont limitées: il s'agit d'une liaison.

La ligature métallique « oblige » le point de fixation à se déplacer sur une sphère centrée par la vis et de rayon égal à la longueur de la ligature métallique (sur un cercle si l'on examine le problème dans une surface tangente à l'arcade en vue vestibulaire).

La tension de la ligature, force radiale dirigée vers la vis équilibrera toute force radiale centrifuge (sauf rupture).

L'analyse du mouvement du point d'ancrage exige la décomposition du système de forces appliqué au groupe stable en:

- composantes radiales, incompatibles avec la liaison, F_r ;
- composantes tangentielles (à la sphère), compatibles avec la liaison, F_t .

Ces dernières seulement nous intéressent, elles sont responsables du déplacement du groupe stable et de l'ensemble de l'arcade.

La *figure 10.3* présente une mécanique de recul de 7 par un ressort ouvert entre 6 et 7, en ancrage sur le groupe stable constitué par 6-5-3.

Seule la composante F_t de l'action mésialante F du ressort sur le groupe stable nous intéresse. Elle doit être décomposée:

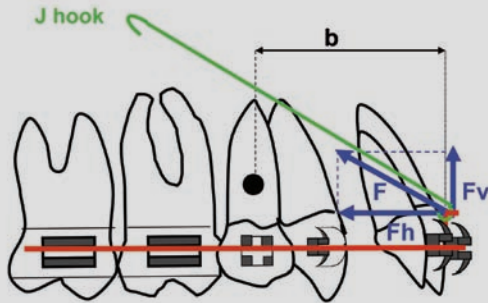
- en une action parallèle à l'arc F_h , susceptible de faire glisser le groupe stable sur l'arc (très peu compte tenu de sa résistance et de la modicité de la composante);
- en une action perpendiculaire F_v qui est susceptible de mobiliser l'ensemble de l'arcade (légère ingression et bascule antihoraire puisqu'elle s'applique en avant du centre de résistance de l'arcade).

La *figure 10.4* présente une mécanique de rétraction incisive par module élastomérique en ancrage sur le groupe stable 7-6-5-3. La composante F_t de l'action mésialante F du module sur le groupe stable doit être décomposée:

- en une action parallèle à l'arc F_h , susceptible de faire glisser le groupe stable sur l'arc (très peu compte tenu de sa résistance et de la modicité de la composante);
- en une action perpendiculaire qui est susceptible de mobiliser l'ensemble de l'arcade (légère ingression et bascule antihoraire puisqu'elle s'applique en avant du centre de résistance de l'arcade).

LIAISON GLISSIÈRE: MÉCANIQUE DE REcul DES DENTS EXTRÊMES (INCISIVES): MÉCANIQUE DU « TIROIR »

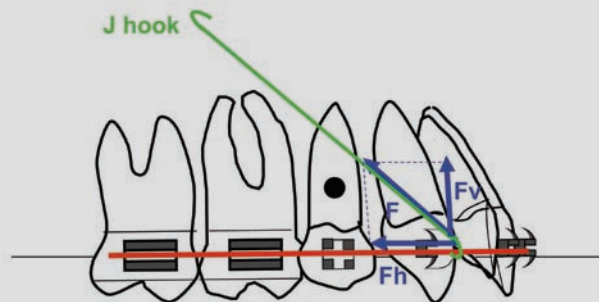
Figure 10.1



F Forces directionnelles hautes(HPHG) avec J hook
Centre de résistance de l'arcade

LIAISON GLISSIÈRE: MÉCANIQUE DE REcul DES DENTS MÉDIANES (CANINES): MÉCANIQUE DU « WAGON »

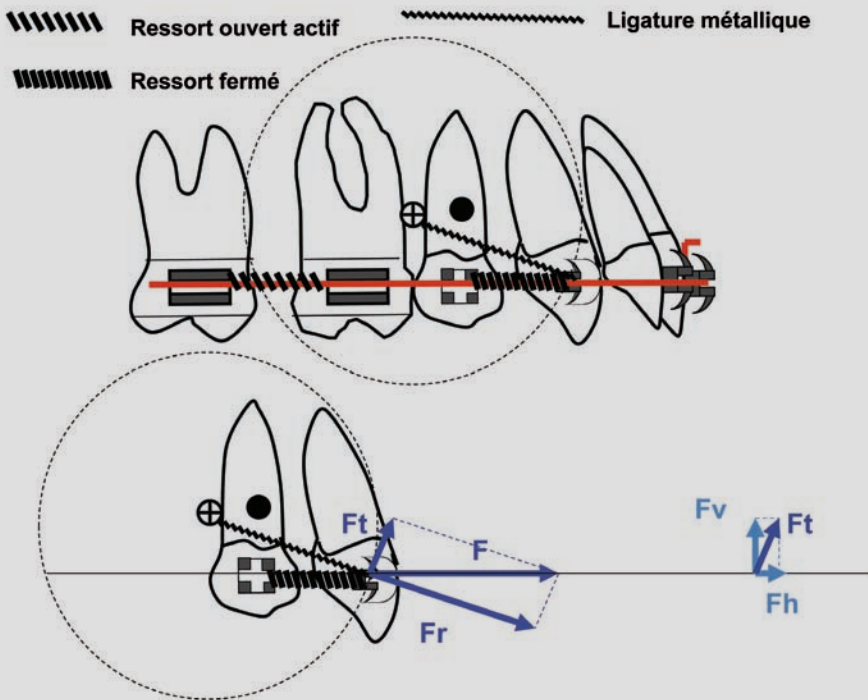
Figure 10.2



F Force directionnelle haute(HPHG) avec J hook
(HPHG : High Pull Head Gear)

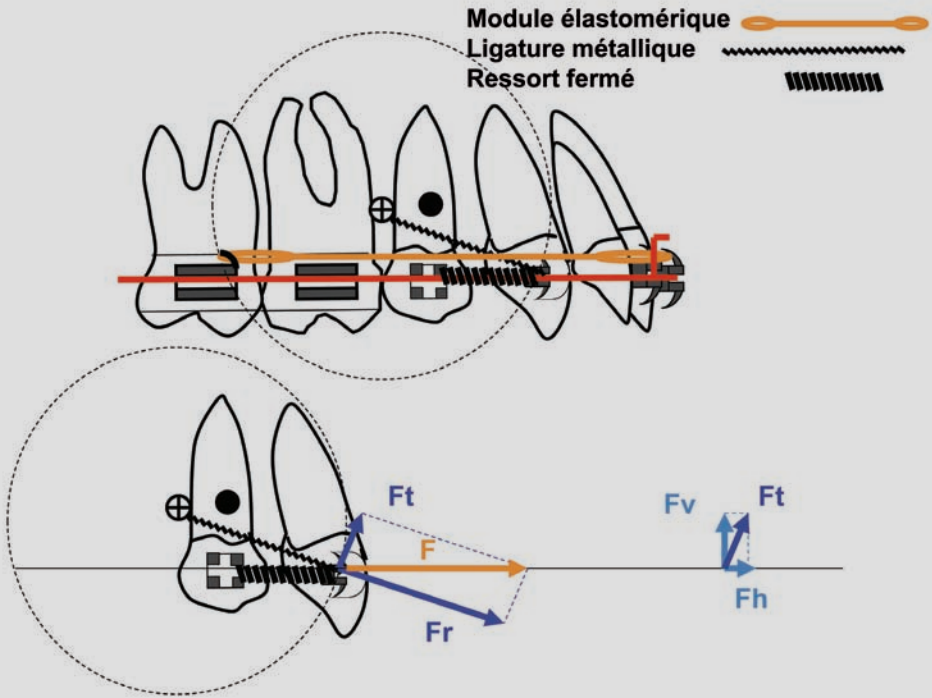
ANCRAGE «ABSOLU» OU ANCRAGE PASSIF DU SECTEUR STABLE À UNE MINIVIS
RECUL 7 PAR RESSORT COMPRIMÉ: ANCRAGE STABLE 3-5-6 ET LA VIS

Figure 10.3



ANCRAGE «ABSOLU» OU ANCRAGE PASSIF DU SECTEUR STABLE À UNE MINIVIS
RECUK INCISIF PAR MODULES ÉLASTOMÉRIQUES: ANCRAGE STABLE 3-5-6-7 ET LA VIS

Figure 10.4



11

STRATÉGIE THÉRAPEUTIQUE GÉNÉRALE ET PROTOCOLE

Les objectifs thérapeutiques généraux sont définis par l'analyse du cas clinique et revus éventuellement en fonction des exigences mécaniques. Nous nous référerons constamment dans ce qui suit au traitement le plus courant en orthodontie, le traitement de la classe II DDM (dysharmonie dento-maxillaire).

L'objectif défini *a priori* dans le plan de traitement conditionne le choix de la mécanique : la situation occlusale clinique peut exiger* (*figure 11.1*) :

- soit un déplacement sectoriel seul (en classe II 1, recul antérieur seulement) ;
- soit un déplacement global (en classe II 1 par exemple, recul antérieur fort, mais aussi recul latéral et postérieur).

* En l'absence d'avancement mandibulaire autorisé.

1. DÉPLACEMENT SECTORIEL

Il s'agit de la situation optimale pour l'orthodontiste: un secteur doit être mobilisé «secteur mobile», et un autre secteur doit être maintenu dans la situation initiale, nous parlons alors de «secteur stable»; il est souvent plus difficile de ne pas «bouger» le secteur stable que de déplacer le secteur mobile! Pendant l'étape de recul antérieur, la difficulté en classe II 1 sera pour le praticien de ne pas «perdre d'ancrage» à l'arcade maxillaire, ce qui créerait ou accentuerait la classe II latérale, compliquant ainsi la situation initiale; le praticien devra solliciter *a minima* ses ancrages maxillaires. En classe II, un recul du seul secteur antérieur sera requis:

– lorsque le recul antérieur maxillaire est seul nécessaire (classe II 1 modérée, avec une quasi-classe I latérale initiale, *figure 11.2*);

– lorsqu'une perte d'ancrage mandibulaire est possible (*figures 11.3 à 11.5*);

– lorsqu'il s'agit d'une seconde étape succédant à un recul postérieur déjà réalisé dans une étape antérieure (*figures 11.6 à 11.8*).

Le contrôle d'un déplacement sectoriel passe par la gestion des ancrages et le choix de la mécanique.

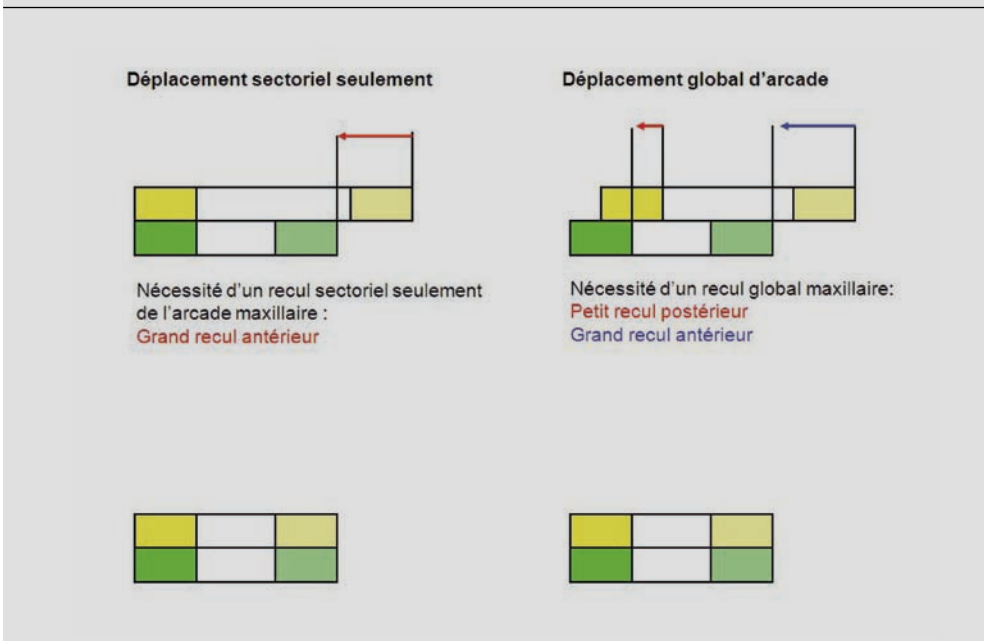
1.1. Ancrage réciproque (mécanique intra-arcade)

Dans un déplacement sectoriel, la première modalité envisageable est le déplacement «en ancrage réciproque»: une partie des dents, supposée plus «résistante», groupe stable, sert d'appui pour déplacer l'autre groupe, groupe mobile.

Le résultat mécanique dépend de la balance éléments mobiles/éléments stables.

SCHEMAS DE DÉFINITION: DÉPLACEMENT SECTORIEL DÉPLACEMENT GLOBAL D'ARCADE

Figure 11.1



Dans une mécanique intra-arcade de déplacement sectoriel antérieur, par exemple, la célèbre règle de De Nevreze (*cf.* chapitre 3) trouve toute sa signification, rappelons-la :

$$RS > FM > RM$$

Les valeurs d'ancrage de Nabbout permettent d'apprécier rapidement les situations sans risque et les situations dangereuses. Un rapport RS/RM supérieur à 2 semble être la clé de la sécurité.

Un recul incisivo-canin (ancrage 11.5) en appui sur 5-6-7 (ancrage 19) est risqué ; le recul des canines séparées puis des quatre incisives va mettre en jeu des rapports d'ancrage plus favorables : 4.5/19 et 7/19.

Bien évidemment, une préparation d'ancrage ou des renforts d'ancrage peuvent (*figure 11.9*) contribuer à sécuriser les situations à risque.

1.2. Mécanique indirecte ou mécanique directe

Lorsque l'orthodontiste doit faire appel à une force extérieure à l'arcade, il dispose de deux mécaniques possibles :

- mécanique indirecte : l'élément stable (en général en classe II : prémolaires-molaires renforcé par minvis) sert de support au module de force intra-arcade qui déplace l'élément mobile (*figure 11.10*) ;

- mécanique directe : la force s'exerce directement sur l'élément mobile (incisives et/ou canines) à partir d'un support extérieur aux dents de l'arcade : appui extra-oral, contro-maxillaire ou ancrage squelettique (*figure 11.11* : force directionnelle).

À l'évidence, les mécaniques directes sont moins dangereuses puisque, en principe, elles n'impliquent pas les éléments que l'on ne souhaite pas déplacer.

Pour palier au risque de mésialisation du groupe stable, les orthodontistes ont su introduire des « préparations d'ancrage », contrecarrant *ex ante* les pertes d'ancrage à attendre sur l'élément stable, ou des renforts d'ancrage, forces extérieures à l'arcade appliquées sur l'élément stable et s'opposant à tout déplacement iatrogène de cet élément

stable (force extra-orale – FEO –, traction intermaxillaire élastique – TIM –, ancrage squelettique, *figure 11.9*) : le système force appliquée sur l'élément stable plus mécanique intraarcade, constitue la mécanique indirecte.

1.3. Les déplacements parasites iatrogènes L'élément stable doit être le plus important possible

Dans une mécanique directe de recul incisivo-canin par exemple par force directionnelle, celle-ci n'est pas parallèle à l'arcade : la composante de la force directionnelle parallèle à l'arcade va provoquer le recul, mais les composantes transversales ou verticales vont s'appliquer sur l'ensemble de l'arcade, pour peut-être provoquer son déplacement global (*figure 11.11*).

Dans une mécanique indirecte, le module de force peut être réglé correctement pour le déplacement souhaité de l'élément mobile ; dans un recul antérieur il est en général bien parallèle à l'arcade, donc l'élément stable est sollicité lui-même dans l'autre sens mais bien aussi parallèlement à l'arcade. Par contre le « renfort d'ancrage » ne peut en général pas exercer une force de soutien rigoureusement dans la direction souhaitée, ici parallèlement à l'arcade (*figure 11.10*).

Ainsi la solidarisation de l'élément stable à une vis par une ligature métallique est une articulation-rotule autorisant un déplacement du point d'ancrage sur l'arcade autour de la vis (sphère de rayon égal à la longueur de la ligature métallique torsadée). La force exercée par la ligature métallique est radiale, dirigée vers la vis ; elle n'est pas parallèle à l'arcade. La possibilité de déplacement est plus faible mais réelle : l'élément stable est ici comme un navire autour de son ancre.

L'élément mobile doit être léger

L'élément mobile doit être léger pour éviter la « cassure » de l'arcade (rigidité insuffisante de la liaison-glissière). On préférera par exemple

les reculs « canines puis incisives » aux reculs des six antérieures « en masse ».

Que nous soyons en ancrage réciproque ou que nous utilisions une force extérieure à l'arcade soit dans une mécanique indirecte soit dans une mécanique directe, un rapport favorable ancrage stable/ancrage mobile reste toujours souhaitable.

1.4. Les groupes d'ancrage stables « à distance »

Malgré l'appoint des renforts d'ancrage, la nécessité de disposer d'un rapport favorable ancrage stable/ancrage mobile va conduire à utiliser des « groupes à distance » avec des vis, comme en mécanique orthodontique conventionnelle.

Dans une phase de recul prémolaires-molaires en mécanique indirecte (ancrage stable constitué au début par le groupe antérieur 3-2-1 soutenu par des minivis), dès qu'un élément 7 puis 6, etc., a achevé son recul, il est bloqué (stop pincé, déformation de l'arc, éperon en laiton soudé). La distance de la dent déjà reculée au groupe antérieur est fixée, l'arc étant bloqué antérieurement et ligaturé à la vis; le groupe d'ancrage stable pour le recul en cours (par exemple 6) devient: 3-2-1-7 (déjà reculée) et vis de soutien d'ancrage (voir chapitre 13, 1.2.2 et figures 13.29 et 13.30)

2. DÉPLACEMENT GLOBAL D'ARCADE

2.1. Déplacement « en masse »

Un déplacement global de l'arcade peut constituer un objectif ou une conséquence, peu souhaitable mais acceptée, de la mécanique mise en œuvre. Ainsi une mécanique intermaxillaire de classe II veut surtout réaliser un « recul en masse » de l'arcade supérieure, mais il faut bien accepter une perte d'ancrage sur le bas (modérée si la préparation d'ancrage a été effectuée correctement) et des bascules horaires des arcades. Souhaitables ou subis,

ces mouvements globaux d'arcade doivent être analysés.

Lorsque le déplacement envisagé est faible, il peut être réalisé par un mouvement « en masse » ou « déplacement global d'arcade ». Ceci est encore plus vrai pour les déplacements d'arcade en appui sur minivis: le déplacement est limité par la largeur du septum où a été mise en place la minivis. Il s'agit en général simplement d'une forte préparation d'ancrage.

2.2. Stratégie en deux étapes

Lorsque le déplacement attendu est important, une stratégie en deux étapes va s'imposer (figures 11.6 à 11.8):

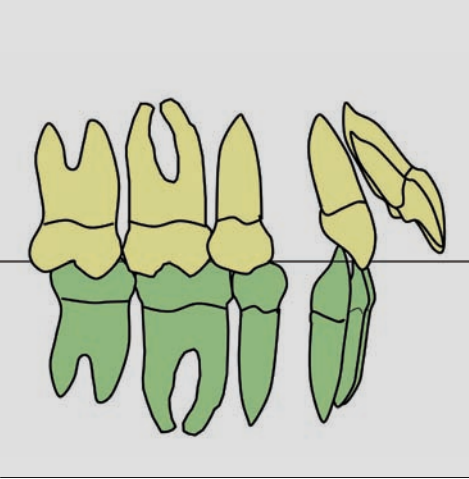
– recul des dents latérales et postérieures: les dents antérieures constitueront l'élément stable et la minivis viendra renforcer cet ancrage antérieur. La mécanique indirecte est obligatoire. Les figures 11.12 à 11.15 représentent cette étape de recul successif 7, 6 et 5. La mécanique se base pour le recul 7, sur un éléments stable antérieur 6-5 et vis dans la direction de l'arc, et toute l'arcade pour les autres mouvements (figure 11.13). Pour le recul 6 l'ancrage stable est 7-5 et vis dans la direction de l'arc, etc.;

– recul des dents antérieures: les dents postérieures constituent l'élément stable. Le déplacement de vis est en principe obligatoire pour la seconde étape, afin de renforcer l'ancrage postérieur et pour ne pas gêner le déplacement de la denture antérieure. La mécanique peut être directe ou indirecte (figures 11.10 et 11.11).

La seconde étape correspond exactement au déplacement que nous avons décrit plus haut (chapitre 1, 2.1.1) mais la première étape constitue la difficulté majeure en orthodontie: comment reculer les groupes molaires? Remarquons qu'il y a en cours de route une inversion des secteurs stable et mobile. Augmenter l'ancrage stable de la première étape est favorable pour la mécanique de cette étape, mais défavorable pour l'étape suivante et vice-versa.

RECU SECTORIEL ANTÉRIEUR SEUL : CLASSE II 1
MODÉRÉE, AVEC UNE QUASI-CLASSE I LATÉRALE
ET POSTÉRIEURE

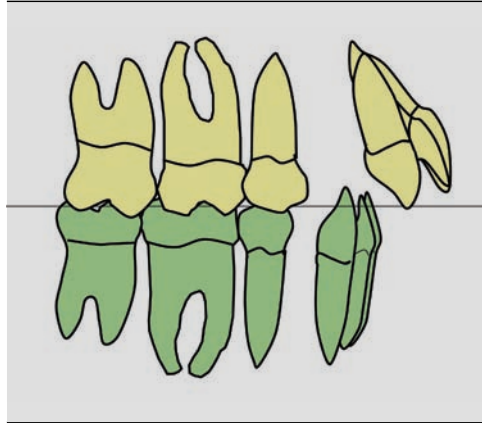
Figure 11.2



RECU SECTORIEL ANTÉRIEUR SEUL :
LA CLASSE II LATÉRALE PEUT ÊTRE RÉSOLUE
PAR UNE PERTE D'ANCRAGE AUTORISÉE
À LA MANDIBULE

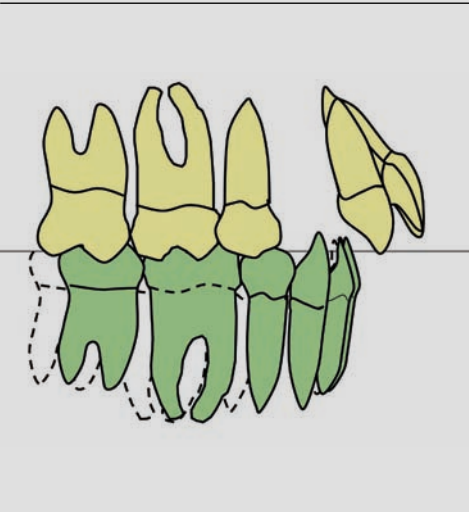
A) SITUATION INITIALE

Figure 11.3



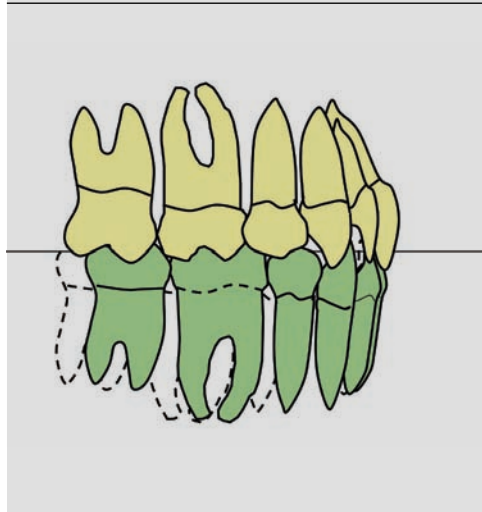
**B) APRÈS RÉTABLISSEMENT DE LA CLASSE I
LATÉRALE PAR PERTE D'ANCRAGE. UN RECU
SECTORIEL ANTÉRIEUR RESTE SEUL NÉCESSAIRE**

Figure 11.4



**C) LE RECU ANTÉRIEUR NÉCESSAIRE :
IL RÉTABLIT LES RAPPORTS PARTOUT
HARMONIEUX**

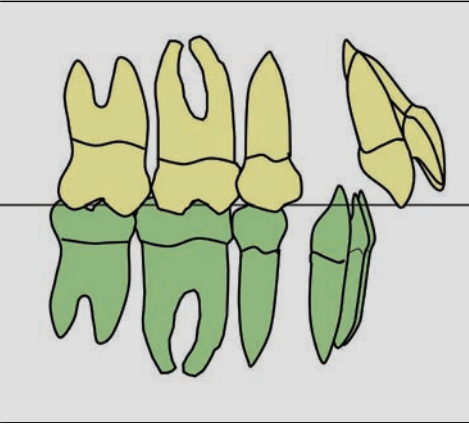
Figure 11.5



FORTE CLASSE II 1 ET REcul GLOBAL DE L'ARCADE MAXILLAIRE NÉCESSAIRE (PAS DE PERTE D'ANCRAGE AUTORISÉE): REcul EN DEUX ÉTAPES, REcul POSTÉRIEUR PUIS REcul ANTÉRIEUR

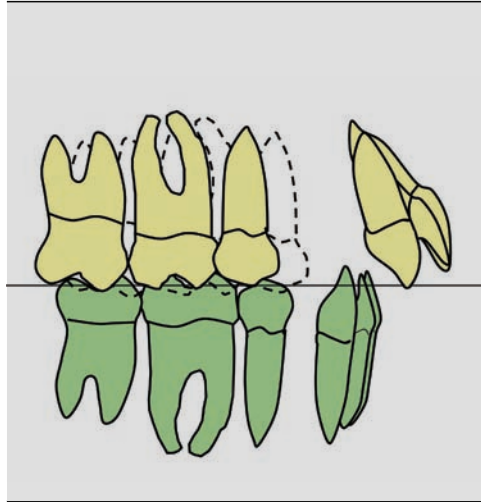
SITUATION INITIALE

Figure 11.6



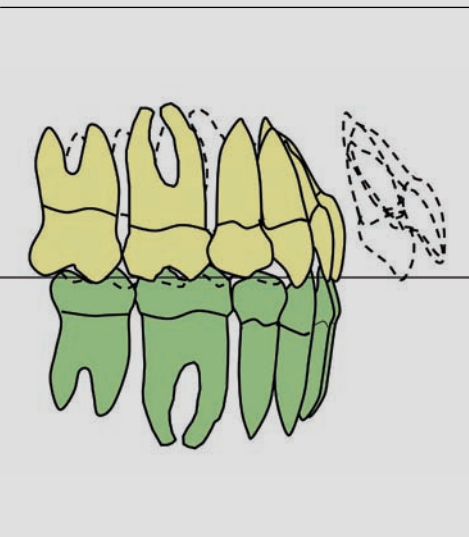
PREMIÈRE ÉTAPE DE REcul POSTÉRIEUR RÉALISÉE

Figure 11.7



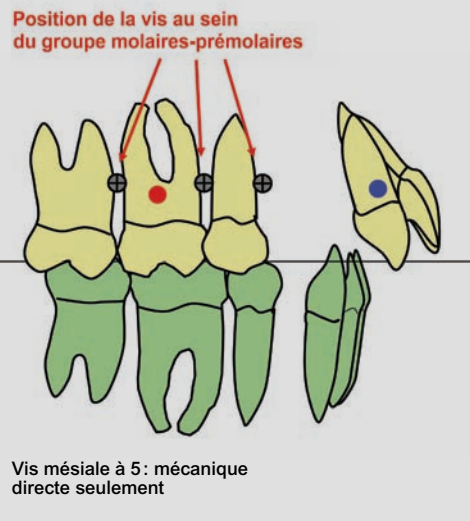
DEUXIÈME ÉTAPE DE REcul ANTÉRIEUR RÉALISÉE

Figure 11.8



POSITION DES VIS POUR UN REcul SECTORIEL ANTÉRIEUR

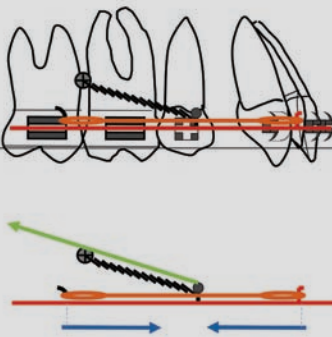
Figure 11.9



MÉCANIQUE INDIRECTE. L'ÉLÉMENT STABLE, PRÉMOAIRES-MOLAIRES, SERT DE SUPPORT AU MODULE DE FORCE INTRA-ARCADE

Figure 11.10

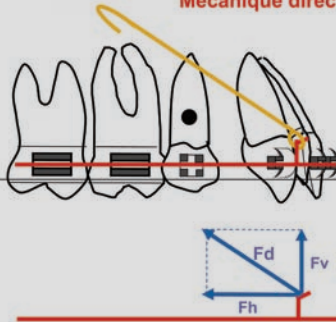
Position de la vis au sein du groupe molaires-prémolaires



MÉCANIQUE DIRECTE, LA FORCE S'EXERCE DIRECTEMENT SUR L'ÉLÉMENT MOBILE, LE GROUPE ANTÉRIEUR, À PARTIR D'UN SUPPORT EXTÉRIEUR AUX DENTS, ICI UNE FORCE DIRECTIONNELLE

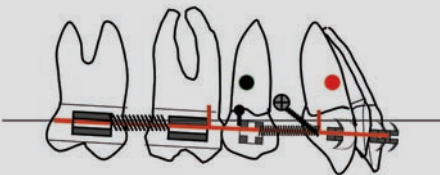
Figure 11.11

Mécanique directe



RECU POSTÉRIEUR EN MÉCANIQUE INDIRECTE:
A) RECU 7, ANCRAGE STABLE 6-5 ET VIS

Figure 11.12



RECU POSTÉRIEUR EN MÉCANIQUE INDIRECTE:
A) RECU 7, ANALYSE DE LA MÉCANIQUE

Figure 11.13

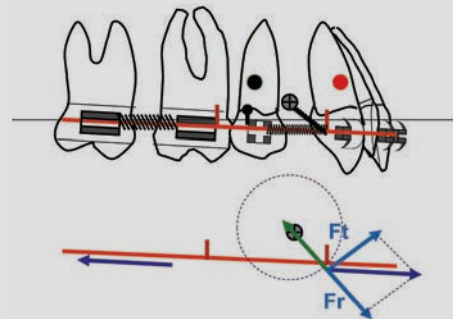


Figure 11.14

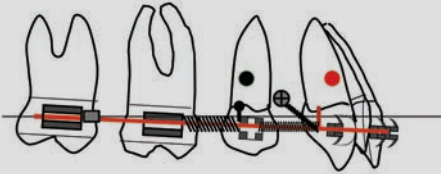
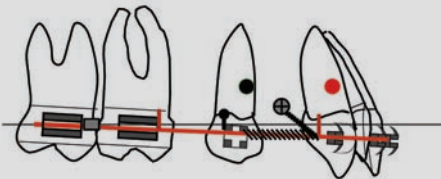


Figure 11.15



12

ANALYSE DES DIFFÉRENTES MÉCANIQUES

Les « grosses mécaniques », c'est-à-dire toutes celles autres que les étapes initiales « d'alignement-nivellement », peuvent être classées selon les éléments à mobiliser et selon les procédés de mobilisation.

Selon les éléments à mobiliser nous distinguerons les mécaniques globales d'arcade et les mécaniques sectorielles.

1. MÉCANIQUE GLOBALE D'ARCADE

La mécanique globale d'arcade concerne *a priori* seulement les arcades où tout déplacement interne est interdit: l'arcade est parfaitement solidarifiée par un arc de forte section (.019 X .026 ou *full size*) et les espaces sont soit nuls soit bloqués par des *coils spring* fermés ou par des stops soudés au contact des brackets.

La mécanique s'étudie en prenant en compte l'ancrage global des dents baguées et le centre de résistance de l'arcade (de toute l'arcade dans les figures 12.1, 12.2, 12.3 et 12.5):

La détermination de la force résultante et du moment résultant par rapport au centre de résistance détermine le déplacement en translation et la rotation de l'arcade (figure 12.3).

La figure 12.4 illustre une mécanique interceptive en classe II 2 par promaxillie, avec forte supraclusion; l'objectif est bien sûr le recul maxillaire et la levée de la supraclusion; nous emploierons donc des forces extra-orales hautes, le déplacement en translation se fait toujours vers le haut et vers l'arrière.

Après l'alignement et le nivellement des dents disponibles, les dents sont solidarifiées par un arc lourd et les espaces bloqués. Les mécaniques proposées sont analysées en ne prenant en compte que les dents baguées, pour le calcul du centre de résistance comme de la valeur d'ancrage.

Les modalités d'application de la force extra-orale et la répartition des ancrages permettent de moduler la bascule de l'arcade.

La figure 12.5 permet l'analyse de l'effet d'une mécanique de classe II, appliquée à deux arcades préparées et stabilisées chacune par un arc lourd, sans mouvement interne possible.

Les moments résultants dépendent surtout du bras de levier qui est voisin aux deux arcades de la distance moyenne gorge des brackets-centres de résistances dentaires (8,5 mm environ).

La rotation des deux arcades dans le sens horaire est conséquente, qu'elle soit souhaitable (amélioration de la classe II occlusale par rotation horaire du plan d'occlusion) ou non souhaitable (aggravation d'un sourire gingival, par exemple).

Nous verrons plus loin que la mécanique globale d'arcade intéresse encore les arcades solidarifiées partiellement par des dispositifs de type glissière: certaines composantes des forces appliquées activent la «glissière» et provoquent le déplacement intra-arcade, tandis que d'autres se heurtent à la résistance globale de l'arcade et mettent en jeu une mécanique globale d'arcade.

2. MÉCANIQUE SECTORIELLE

Les mécaniques sectorielles distinguent une partie stable de l'arcade, à ne pas mobiliser, et une partie mobile que nous devons déplacer. Nous les classerons selon deux critères:

- l'existence ou non d'une liaison de type glissière entre les éléments stables et mobiles;
- le choix d'une mécanique directe ou indirecte:
 - mécanique directe: il s'agit d'une force extérieure à l'arcade (forces directionnelles, traction intermaxillaire élastique ou TIM élastique, ressort ancré sur minivis) qui est appliquée directement sur l'élément mobile;
 - mécanique indirecte: l'élément mobile est déplacé à partir de l'élément stable, sur lequel nous avons en général mis en place un renfort d'ancrage.

2.1. Mécanique sectorielle avec liaison glissière

Nous avons déjà évoqué ce type de situation où l'élément déterminant de la mécanique est l'existence d'une glissière.

Les dents sont séparées en deux groupes: groupe mobile et groupe stable. Les forces exercées sur chacun d'entre eux doivent être décomposées en forces parallèles à la glissière ou compatibles et perpendiculaires à la glissière ou incompatibles; les premières animent la glissière et activent les déplacements intra-arcade, les secondes s'exercent sur l'ensemble de l'arcade et provoquent le déplacement global d'arcade.

Nous pensons en général à la situation classique du recul antérieur où l'élément mobile est par exemple le groupe incisif et l'élément stable le groupe prémolaires-molaires, mais de nombreuses autres situations sont possibles :

- avec un groupe stable antérieur (recul molaire ou perte d'ancrage) ;
- avec un groupe stable « à distance », par exemple incisives et prémolaires-molaires dans une mécanique de déplacement des canines.

La mécanique peut être directe ou indirecte. Nous pouvons donc, dans une mécanique de glissière de recul de dents extrêmes (incisives dans ce cas) animée par une force extra-orale haute, envisager les deux schémas suivants.

Mécanique directe

Forces directionnelles

Les forces directionnelles sont appliquées directement sur le groupe mobile (*figure 12.6*). La force F_d se décompose en composante horizontale F_h et composante verticale F_v . La composante F_h est compatible avec la liaison, elle provoque le mouvement intra-arcade (fermeture du tiroir : *figures 12.6 et 12.7*).

La composante F_v est incompatible, elle se heurte à la résistance globale de l'arcade : son action isolée est schématisée sur la *figure 12.8* ; l'arcade subit globalement une petite ingression selon F_v , et une rotation antihoraire selon le moment $F_v.ba$.

La combinaison des deux effets de F_h et F_v est présentée par le « film » des *figures 12.9, 12.10 et 12.11*.

Minivis

Avec une mécanique directe ancrée sur une minivis, l'analyse mécanique est strictement la même (*figure 12.12*) : le « tiroir » se ferme par F_h , et l'arcade subit une légère ingression et une rotation antihoraire selon $F_v.ba$.

Le contrôle vertical dépendra des hauteurs respectives de la position de la vis et de l'ancrage de la force sur l'arc (*figure 12.13*).

Mécanique indirecte

Force extra-orale

La force extra-orale est appliquée *via* un arc facial sur le groupe stable (molaires).

L'analyse mécanique est simple (*figure 12.14*) : le groupe stable subit un mésiallement sous l'action de la résultante parallèle à l'arc : $+F_m - F_h$; ce mouvement est faible compte tenu de l'importance de l'ancrage et de l'annulation possible de F_m par F_h . le groupe mobile subit un recul sous l'action de $-F_m$; l'ensemble de l'arcade subit une légère ingression et une rotation horaire sous l'action de F_v (bras de levier b).

Minivis

Dans une mécanique indirecte, le secteur stable est renforcé classiquement par ancrage sur une minivis à l'aide d'une ligature métallique (*figure 12.15*).

Sur le plan de l'analyse mécanique, nous sommes en présence de deux liaisons :

- l'une est absolue, et le point d'ancrage de l'arcade est astreint à se déplacer sur un cercle centré par la minivis, nous avons étudié cela plus haut ;
- l'autre est relative : certes le mouvement majeur est le jeu de la glissière, mais nous avons vu que l'arcade entière va subir aussi un léger déplacement. Il convient d'analyser les forces et donc de les décomposer selon les lois de la première liaison, c'est-à-dire en composantes radiales par rapport à la vis et tangentielles au cercle de déplacement autorisé.

La composante radiale F_r est contrecarrée exactement par la tension de la ligature métallique, la composante tangentielle F_t provoque le déplacement du point d'ancrage P sur le cercle ; ceci correspond à un léger mésiallement du groupe stable, compatible avec la glissière induit par F_h et une ingression avec bascule de l'arcade induite par F_v (sur le schéma le bras de levier est quasi-nul, donc la bascule est négligeable).

2.2. Mécanique sectorielle sans liaison glissière

L'analyse mécanique de ces situations passe par la prise en compte séparée des deux groupes ; la notion d'arcade n'a plus de sens ici. Il faut analyser les actions à droite et à gauche, du ressort joignant

les deux modules stable et mobile, en utilisant des formules du type de celles présentées au chapitre 4; il faut alors calculer la résultante générale et le moment résultant par rapport au centre de résistance pour chaque groupe séparément.

Même en l'absence d'une analyse détaillée, il ne faudra pas oublier que le ressort reste soumis aux deux équations d'équilibre (chapitre 4, équations 1). Les mécaniques d'arc segmenté s'analysent de cette manière. Là encore, nous distinguerons les mécaniques directes et les mécaniques indirectes.

Mécanique directe

La *figure 12.16* illustre une mécanique directe de recul incisif (arc .018 X .025 avec *key loop*).

Le groupe stable (3-5-6-7) subit un mésiallement selon $+F_a$, et une rotation antihoraire selon le moment; $M = -b_p.F_a$.

Le groupe mobile subit une translation dans la direction de la somme vectorielle de F et de $-F_a$, et une rotation horaire de *rabitting*, selon le moment $M = b_a.F_a$ (F passant par le centre de résistance du groupe antérieur n'a pas de moment).

Mécanique indirecte

Force extra-orale en renfort d'ancrage

La *figure 12.17* présente une mécanique indirecte (arc .016 X .022 avec boucle *key loop*). Le groupe stable (3-5-6-7) est soutenu par une force extra-orale sur arc facial. La force résultante est dirigée

vers l'arrière et vers le haut, elle est faible. Le moment résultant est lié à la seule force extra-orale, la force de l'arc passant par le centre de résistance. Le groupe stable subit une légère ingression recul et une forte rotation horaire (selon $F.b$). Le groupe mobile ne reçoit que la force $-F_a$. Il se déplace en arrière et vers le haut, et il subit une fort *rabitting*.

Minivis en renfort d'ancrage

Une vis dans l'espace inter-radiculaire 6-7, est ancrée sur le bracket de la 5 par une ligature métallique torsadée (*figure 12.18*). L'élément stable est constitué par 5-6-7 renforcé par la vis et l'élément mobile est le bloc incisivo-canin. Un arc rectangulaire de faible section (0,017 X 0,022) avec *Key loop* active le recul antérieur.

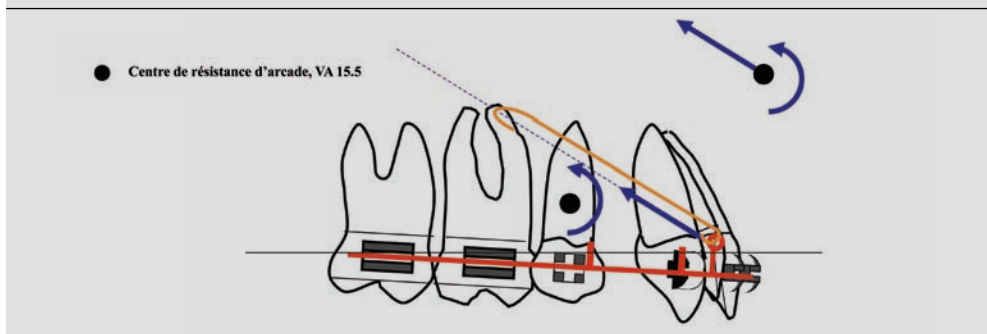
La force de mésiallement F , appliquée par l'arc activé sur l'élément stable, se décompose en composante radiale, F_r , et composante tangentielle à la surface sphérique autorisée pour le déplacement du bracket de 5, F_t .

Le groupe stable subit un déplacement selon F_t : translation légère en avant et vers le haut (tangentielllement à la circonférence), et rotation antihoraire selon le moment $F_t.b$ (*figure 12.19*).

Le groupe antérieur subit un recul selon $-F$ et un *rabitting* selon le moment $F.b_a$ (*figure 12.20*). Le déplacement global est représenté par les *figures 12.21 et 12.22*.

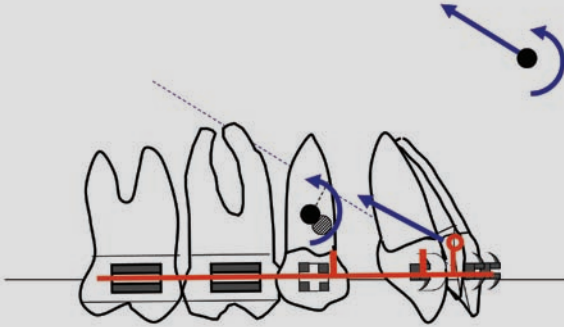
MÉCANIQUE GLOBALE D'ARCADE (SOLIDARISATION PAR ARC LOURD, ESPACES BLOQUÉS)

Figure 12.1



MÉCANIQUE GLOBALE D'ARCADE, DÉPLACEMENT : INGRESSION-RECU ET BASCULE ANTI-HORAIRE

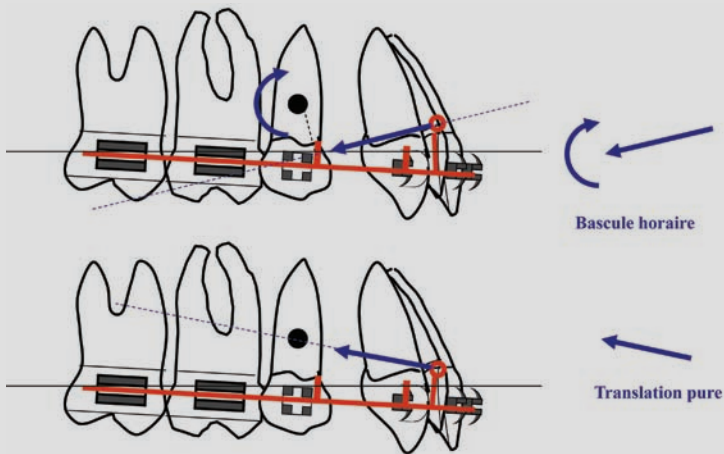
Figure 12.2



MÉCANIQUE GLOBALE D'ARCADE: LES DIFFÉRENTS RÉGLAGES:

- LA BASCULE D'ARCADE DÉPEND DES RAPPORTS CENTRE DE RÉSISTANCE D'ARCADE/AXE DE LA FORCE;
- LA TRANSLATION D'ARCADE DÉPEND DE LA DIRECTION HAUTE OU BASSE DE LA FORCE

Figure 12.3



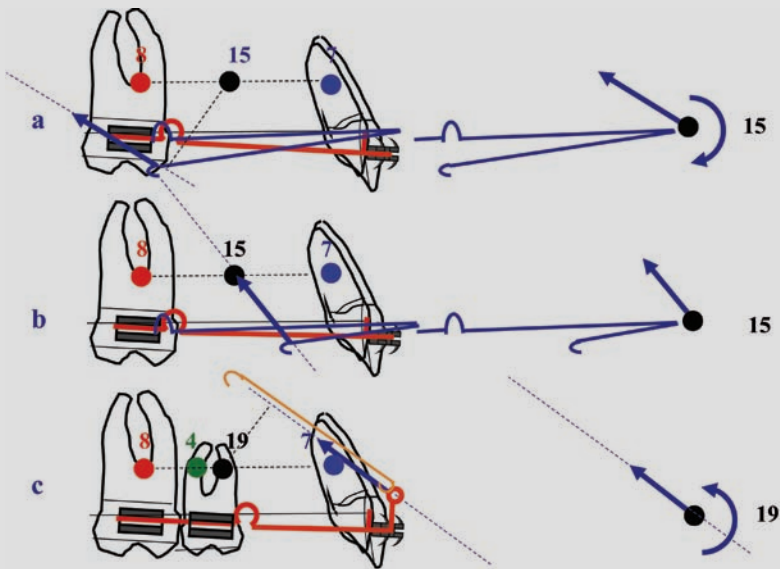
MÉCANIQUE INTERCEPTIVE EN CLASSE II 2 AVEC PROMAXILLIE ET SUPRACLUSION

a) L'ARC FACIAL À BRANCHES MOYENNES: LE MOMENT RÉSULTANT EST NÉGATIF OU HORAIRE CE QUI AGGRAVE LA SUPRACLUSION

b) L'ARC FACIAL À BRANCHES RACCOURCIES ASSURE UN MOMENT NUL

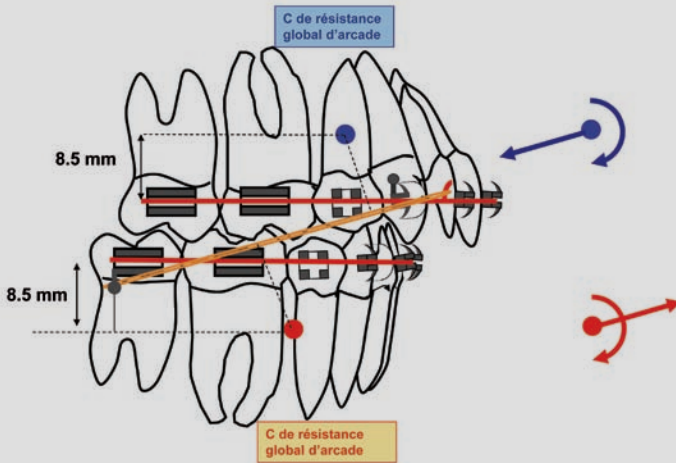
c) LES FORCES DIRECTIONNELLES EXERCÉES SUR LE SECTEUR INCISIF ASSURENT UN MOMENT POSITIF OU ANTI-HORAIRE FAVORISANT LA LEVÉE DE LA SUPRACLUSION. DE PLUS, LA SECONDE MOLAIRE LACTÉALE A ÉTÉ BAGUÉE CE QUI RENFORCE L'ANCRAGE POSTÉRIEUR ET DONC RECULE LE CENTRE DE RÉSIDENCE DE L'ARCADE: LE BRAS DE LEVIER EST AINSI AUGMENTÉ

Figure 12.4



MÉCANIQUE GLOBALE D'ARCADE SOUS TRACTION INTERMAXILLAIRE DE CLASSE II: EFFET DE BASCULE HORAIRE DES DEUX ARCADES

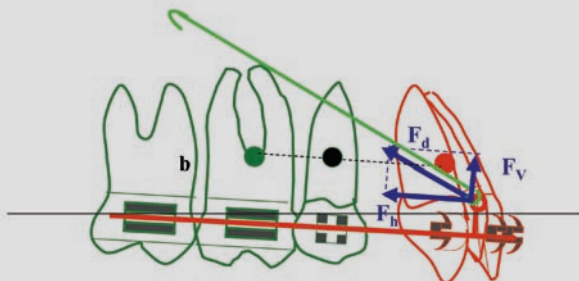
Figure 12.5



MÉCANIQUE SECTORIELLE AVEC LIAISON RIGIDE (GLISSIÈRE): MÉCANIQUE DIRECTE SOUS FORCES DIRECTIONNELLES.

A) DÉCOMPOSITION FORCES COMPATIBLE F_h ET INCOMPATIBLE F_v

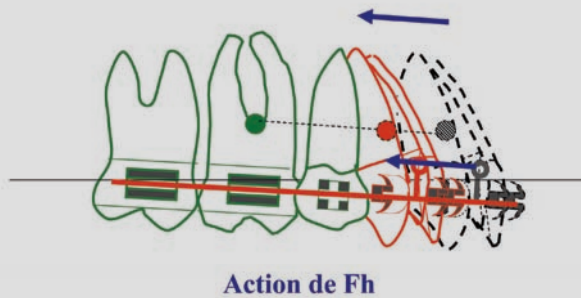
Figure 12.6



MÉCANIQUE SECTORIELLE AVEC LIAISON RIGIDE (GLISSIÈRE): MÉCANIQUE DIRECTE
SOUS FORCES DIRECTIONNELLES

B) ANALYSE DE L'EFFET DE F_h

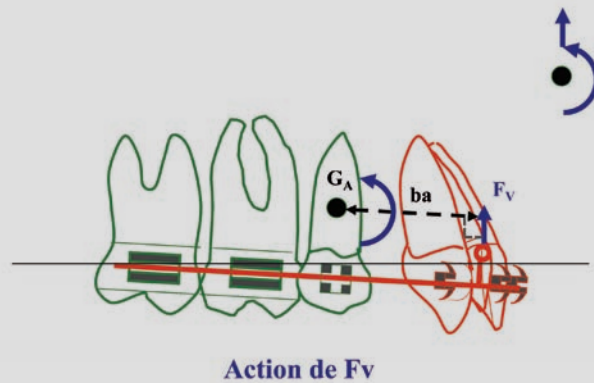
Figure 12.7



MÉCANIQUE SECTORIELLE AVEC LIAISON RIGIDE (GLISSIÈRE): MÉCANIQUE DIRECTE
SOUS FORCES DIRECTIONNELLES

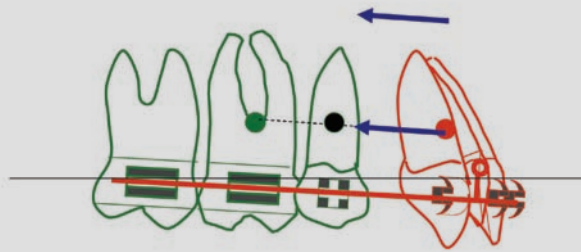
C) ANALYSE DE L'EFFET DE F_v

Figure 12.8



D) ACTION DE F_h

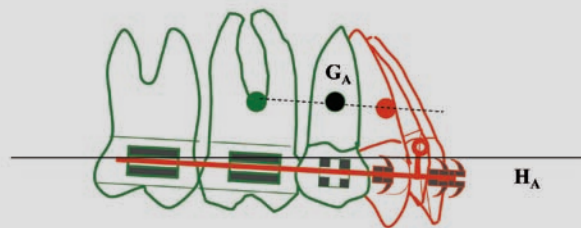
Figure 12.9



Film: image 1

E) DÉPLACEMENT LIÉ À F_h

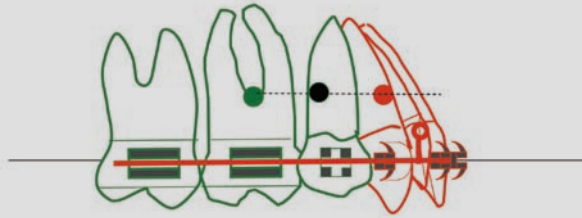
Figure 12.10



Film: image 2

F) DÉPLACEMENT LIÉ À F_v : RÉSULTAT GLOBAL

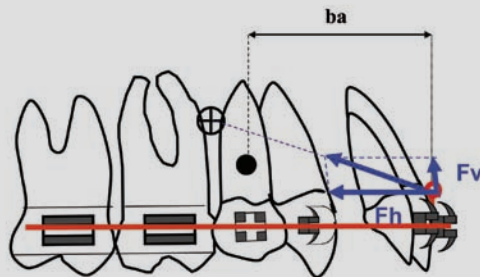
Figure 12.11



Film: image 3

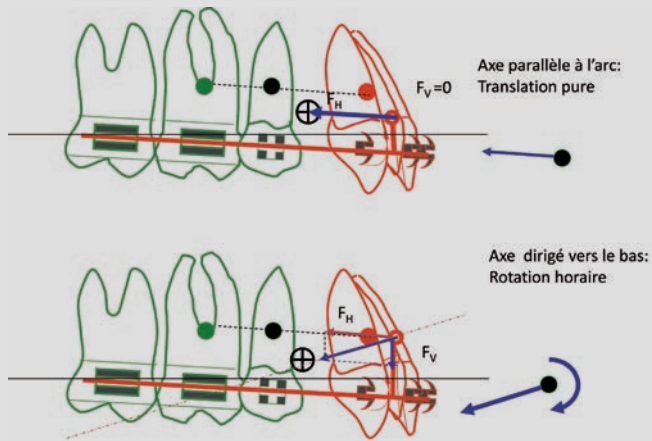
MÉCANIQUE DIRECTE SOUS MINIVIS: REcul DES INCISIVES PAR MÉCANIQUE DE « TIROIR », ANALYSE

Figure 12.12



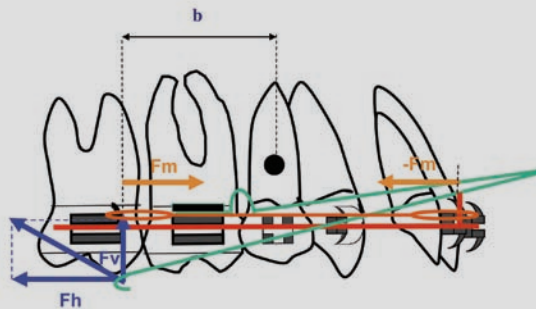
RÉGLAGE DE LA MÉCANIQUE DIRECTE SOUS MINIVIS : LA BASCULE D'ARCADE DÉPEND DU MOMENT CRÉÉ PAR LA COMPOSANTE NORMALE À L'ARC, DONC DES HAUTEURS RELATIVES DE LA VIS ET DU POINT D'ANCRAGE DE LA FORCE SUR L'ARCADE

Figure 12.13



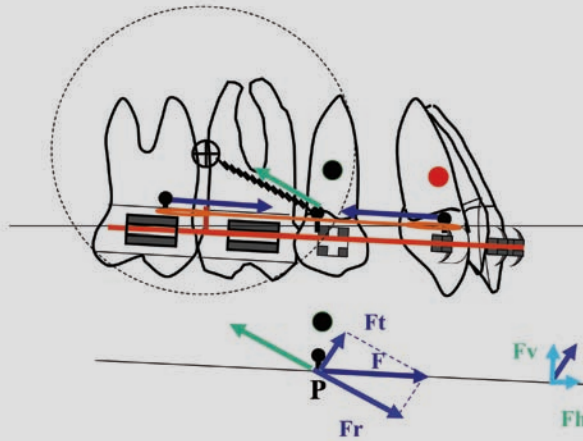
MÉCANIQUE INDIRECTE SOUS FORCE EXTRA-ORALE PAR ARC FACIAL SUR 16-26 EN RENFORT D'ANCRAGE : RÉCUL DES DENTS EXTRÊMES (INCISIVES) PAR MÉCANIQUE DU « TIROIR » (MODULE ÉLASTOMÉRIQUE)

Figure 12.14



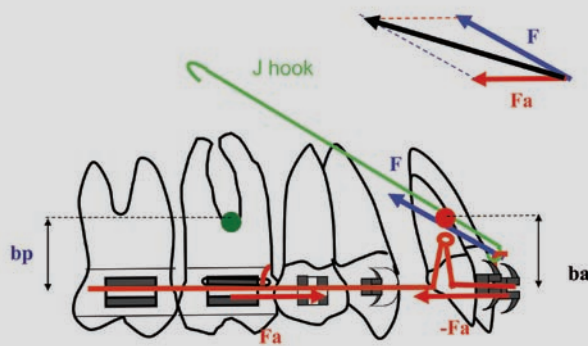
MÉCANIQUE INDIRECTE DE REcul ANTÉRIEUR: LE SECTEUR STABLE EST RENFORCÉ CLASSIQUEMENT PAR ANCRAGE SUR UNE MINIVIS À L'AIDE D'UNE LIGATURE MÉTALLIQUE, ANALYSE MÉCANIQUE

Figure 12.15



MÉCANIQUE SECTORIELLE SANS LIAISON RIGIDE. MÉCANIQUE DIRECTE: REcul DES DENTS INCISIVES PAR ARC À BOUCLES

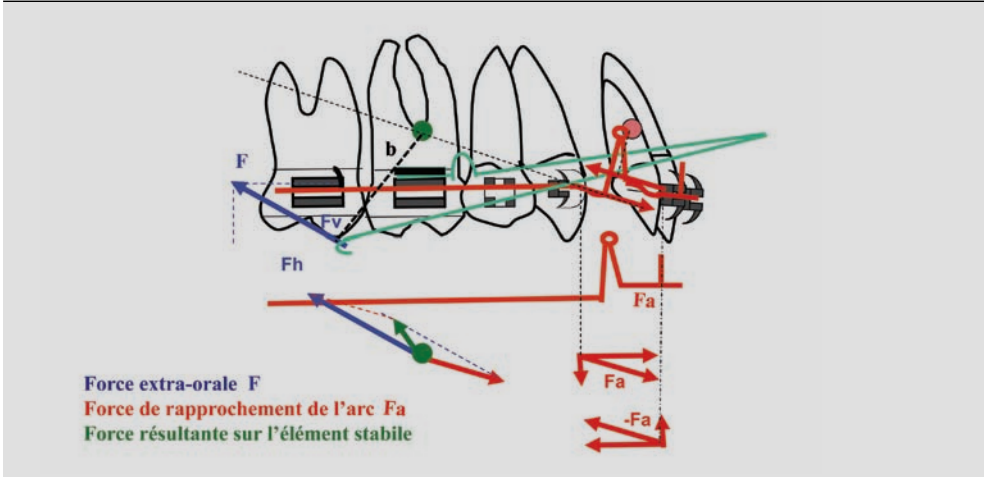
Figure 12.16



Force directionnelle haute (HPHG) F, et J hook

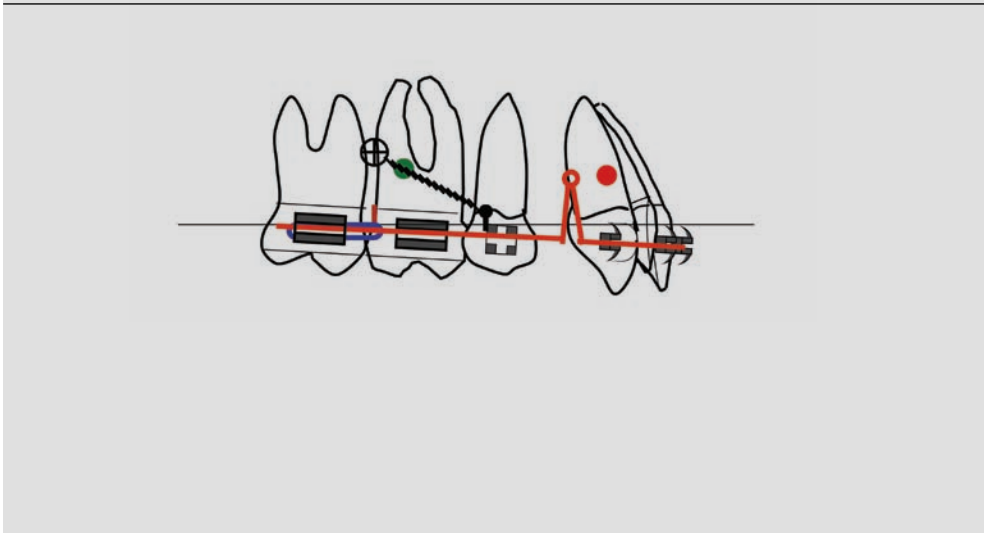
MÉCANIQUE INDIRECTE DE RECUIL INCISIF SANS LIAISON RIGIDE, PAR ARC À BOUCLE. LE GROUPE STABLE (3-5-6-7) EST SOUTENU PAR UNE FORCE EXTRA-ORALE SUR ARC FACIAL APPLIQUÉE À 16-26. ANALYSE MÉCANIQUE

Figure 12.17



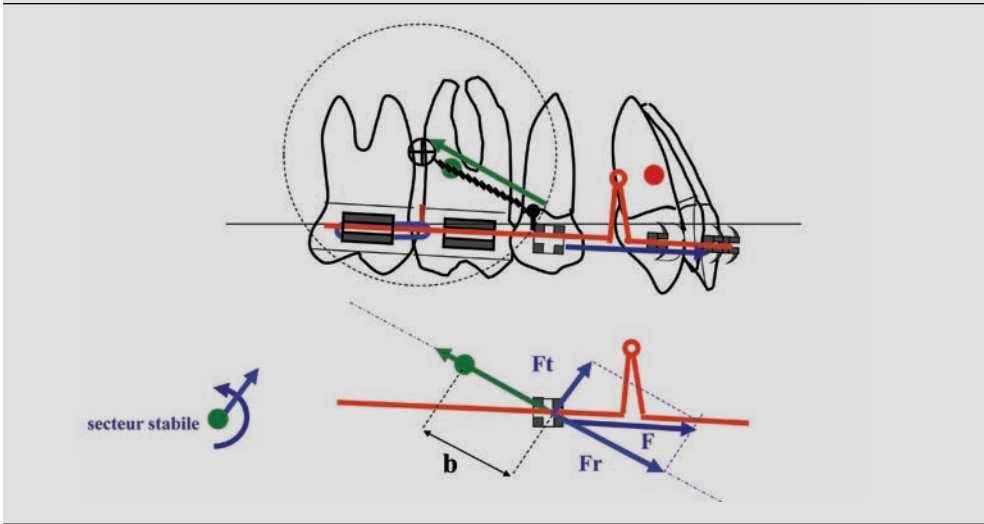
A) MÉCANIQUE INDIRECTE DE RECUIL INCISIVO-CANIN, SANS LIAISON RIGIDE, PAR ARC À BOUCLE. UNE MINIVIS EST ANCRÉE AU BRACKET DE 5 EN RENFORT D'ANCRAGE

Figure 12.18



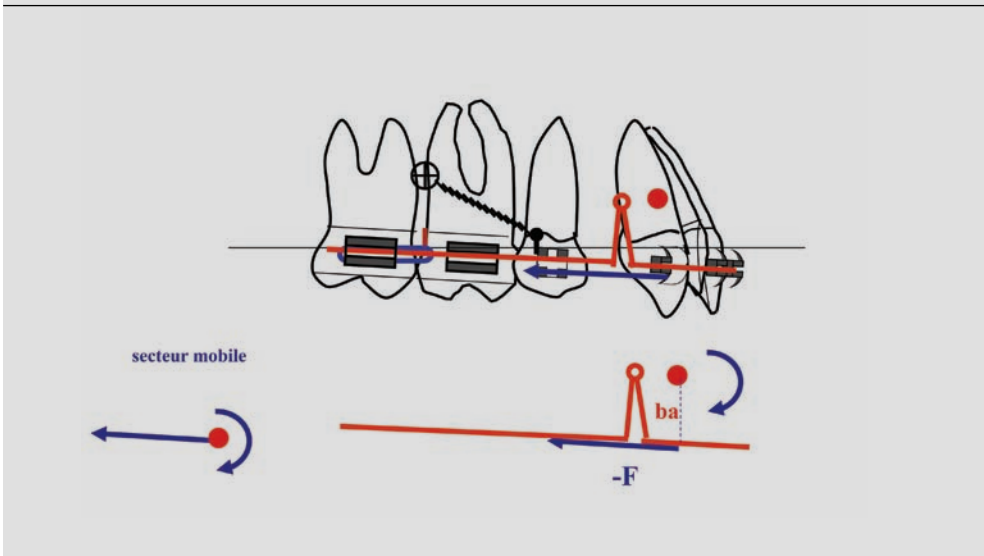
B) ANALYSE MÉCANIQUE DE L'ACTION SUR LE SECTEUR STABLE

Figure 12.19



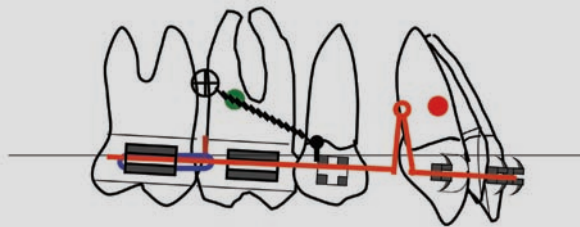
C) ANALYSE MÉCANIQUE DE L'ACTION SUR LE SECTEUR MOBILE

Figure 12.20



D) ÉVOLUTION: SITUATION DE DÉPART

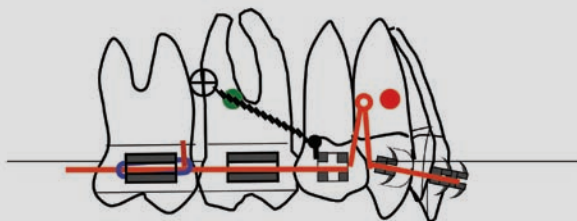
Figure 12.21



Film: image 1

E) ÉVOLUTION: SITUATION TERMINALE

Figure 12.22



secteur stable

secteur mobile



Film: image 2

Vj ku'r ci g'kpvgpvkqpcmf 'lghv'dnc pm

13

PROTOCOLE THÉRAPEUTIQUE EN CLASSE II SOUS MINIVIS

Nous envisagerons surtout dans ce chapitre l'emploi des vis dans les thérapeutiques antéropostérieures et nous nous référerons constamment au traitement classique de la classe II 1 DDM (dysharmonie dento-maxillaire).

Même si nous avons analysé en détail (voir chapitre 12) les mécaniques de déplacement sectoriel sans liaison rigide, nous n'en parlerons pas dans ce chapitre ; nous préférons en effet présenter les seules méthodes que nous employons quotidiennement : les méthodes de glissement.

Nous évoquerons dans la dernière partie la gestion des malocclusions complexes (antéropostérieures et verticales).

Nous avons vu au chapitre 11 comment la stratégie générale peut exiger un déplacement sectoriel seul (recul antérieur simple dans un cas de classe II 1, par exemple), avec à la disposition de l'orthodontiste les mécaniques directes et les mécaniques indirectes.

Malheureusement bien souvent la stratégie générale implique un déplacement global de l'arcade (recul antérieur et postérieur maxillaire dans un cas de classe II 1) : il faut alors se résigner à un déplacement en deux étapes, secteur postérieur puis secteur antérieur maxillaire.

1. STRATÉGIE ET MÉCANIQUE

1.1. Recul sectoriel antérieur

Le secteur antérieur sera l'élément mobile et les secteurs prémolaires-molaires constitueront l'élément stable; ce dernier reste nécessaire même dans le cas d'une mécanique directe qui ne le sollicite en principe pas, pour contrecarrer les déplacements parasites.

Le recul peut concerner «en masse» les six dents antérieures, mais nous préférons un recul séparé canines puis incisives.

Les vis seront mises en place au sein du groupe stable (*figure 13.1*, espaces 4-5, 5-6 ou 6-7), et deux mécaniques seront possibles.

À la suite des schémas de principe (*figures 13.2 et 13.3*) les vues cliniques illustrent les reculs en mécanique directe (*figure 13.4*, recul des incisives seules, recul canine déjà achevé, et *figure 13.5* recul incisivo-canin «en masse») et en mécanique indirecte (recul canines puis recul incisif, *figures 13.6 et 13.7*).

Une position distale des vis facilitera l'élimination de toute composante verticale, que ce soit en mécanique indirecte ou surtout en mécanique directe. Si une composante verticale est souhaitable (cf. l'analyse mécanique), il sera nécessaire de disposer la vis antérieurement et de jouer sur les hauteurs respectives de la position de la vis et de l'ancrage sur l'arc.

1.2. Recul global d'arcade

Un recul global d'arcade de faible importance peut être réalisé en mécanique directe, mais ce type de mouvement est limité dans le secteur antérieur par la largeur du septum; bien sûr le recul est accentué dans les secteurs postérieurs par les *tip backs* (incorporés à l'arc ou inhérents au bracket). Il est surtout intéressant dans les cas où existent des édentations bilatérales. Le plus souvent il faut réaliser un recul en deux étapes comme nous l'avons dit plus haut. Nous analyserons ici les différentes techniques envisageables pour l'étape 1: le recul prémolaires-molaires en mécanique indirecte, avec le secteur antérieur comme élément stable (*figures 13.8 et 13.9*).

1.2.1. Cas d'extractions de molaires

Les minivis donnent un surcroît d'intérêt aux thérapeutiques d'extractions panachées de molaires (6/8 ou 7/8), déjà préconisées dans les grandes classes II occlusales par les «guide lines» de Merryfield. Lorsque les troisièmes molaires sont sur l'arcade ou leur évolution certaine, lorsque la comparaison des anatomies des 6-7-8 le permet et que le dossier orthodontique complet plaide dans ce sens, le choix de sacrifices des 16-26 ou des 17-27 facilite la mécanique; la durée de traitement est fortement diminuée surtout si l'on dispose de minivis d'ancrage.

Extractions 16-26

L'extraction de 16-26 évite tout recul molaire, mais appelle un «blocage» immédiat de tout mésiallement des 7 (pseudo-6). Un arc rectangulaire acier présentant un blocage du mésiallement des 7 (épérons en laiton soudés ou *step* ou *bayonet bend*), est mis en place et il est ancré sur les minivis dans sa partie antérieure. Le recul simultané des prémolaires (4-5) est alors rapidement effectué soit par des modules élastomériques ancrés sur 7, soit par un ressort comprimé 3-4 (*figures 13.10 à 15*).

Extractions 17-27

Le recul d'une seule molaire est réalisé sans problème par une mécanique simple: ancrage du secteur stable (5-4-3) sur la vis (espace 3-4) par une ligature métallique du bracket de 3 à la vis; ressort comprimé entre 5 et 6 (*figures 13.16 à 21*). Les 3, 4 et 5 sont au contact; dans le cas contraire, des ressorts fermés préserveraient les espaces, évitant le mésiallement des prémolaires sous l'action du ressort comprimé.

Les deux prémolaires sont ensuite reculées «en tandem» par ressort comprimé devant 4 et module de 5 à 6 (elle-même bloquée par un *step* sur l'arc): *figures 13.22 à 13.25*.

1.2.2. Cas sans extractions de molaires

Il faut ici reculer successivement 7,6 et 5 (*figures 13.26 à 32*).

La mécanique est indirecte avec un secteur antérieur stable (5-3-2-1), solidarisé à la vis (espace 3-5) par une ligature métallique ancrée

directement sur le bracket de la canine. Le recul des 17-27 est assuré par ressort comprimé entre 5 et 7 (6 non baguée); la non prise en charge de la dent précédent immédiatement la molaire à reculer facilite l'insertion du ressort comprimé (*figures 13.26 à 13.28*). L'espace 3-5 est préservé par un ressort fermé. La prémolaire est ligaturée sur les plots mésiaux seuls ce qui facilite la mise en place du ressort ouvert et contrecarre la tendance à la rotation vestibulo-mésiale (*figures 13.28 et 13.30*).

La dent de six ans est alors baguée avec un tube, et un ressort comprimé 5-6 assure son recul. La seconde molaire déjà reculée est bloquée par stop pincé sur l'arc (*figures 13.29 et 13.30*). Le groupe d'ancrage stable est donc cette fois constitué par 7-5-3-2-1.

Dès que le recul des 7 est achevé et leur blocage mésial assuré, une mécanique de classe III peut assurer la préparation d'ancrage sur le bas (*figure 13.31*). Selon les nécessités d'ancrage et l'évolution clinique lors de cette étape de recul prémolaires-molaires supérieur, la mécanique de classe III peut:

- éviter des vis d'ancrage mandibulaires, si le recul antérieur peut ainsi être réalisé en ancrage réciproque;
- éviter de déplacer les vis maxillaire dans la région postérieure, pour le recul de la denture antérieure maxillaire: celui-ci sera réalisé soit en ancrage réciproque sur les secteurs molaires maxillaires sur-correctés, soit grâce à une mécanique de classe II.

Un recul simultané des 6-7 peut aussi être envisagé (*figures 13.33 et 13.34*), mais nous préférons les reculs molaires séparés.

Dans tous ces cas de recul global de l'arcade maxillaire, à la phase la plus difficile de recul postérieur, sur laquelle nous venons d'insister, succède une étape de recul antérieur, réalisée soit en ancrage réciproque si nous avons pu sur-corriger les relations occlusales prémolaires-molaires dans la première phase, soit en déplaçant les vis dans le secteur postérieur désormais stable, exactement selon les protocoles décrits plus haut.

2. MODALITÉS TECHNIQUES ET CLINIQUES

Les choix pratiques concernent les sites de mise en place des vis, les modalités d'ancrage sur l'élément mobile et sur l'élément stable, les modules de force, la gestion des ancrages, la gestion des reculs successifs des molaires et des prémolaires.

2.1. Position de la vis

Nous utilisons bien sûr surtout des vis intra-septales pour les dysmorphies antéropostérieures. Le choix du site est dicté par des considérations anatomiques et mécaniques, nous insisterons sur les secondes. Dans une mécanique indirecte de recul postérieur (secteur antérieur stable), la vis sera le plus loin possible du secteur mobile afin de permettre de déplacer le plus de dents possible dans cette première étape: une vis située dans l'espace 6-7 permet le recul de 7 seulement, tandis que la vis située dans l'espace 4-3 autorise le recul possible des 4, 5, 6 et 7. La seconde étape de recul antérieur pourra alors souvent être réalisée en ancrage réciproque. L'espace 3-4 est donc le site d'élection.

Dans un déplacement sectoriel intra-arcade, recul antérieur par exemple, la vis sera à l'intérieur ou immédiatement mésiale au secteur postérieur stable. Avec un secteur stable 5-6-7, la vis peut être disposée dans les espaces 5-6 ou 6-7 ou bien immédiatement mésiale à 5 (en mécanique directe seulement). Si nous souhaitons une action mixte (antéropostérieure et verticale), la vis devra être le plus proche possible du secteur mobile, afin de pouvoir moduler la composante verticale; la position en mésial de la 5 a notre préférence. Dans le cas contraire, la vis doit être le plus loin en arrière possible; ainsi en mécanique indirecte la ligature vis-arcade, ancrée sur 5 ou sur l'arc en mésial de 5, sera parallèle à l'arc, minimisant les composantes verticales.

2.2. Modules de force

Les modules employés sont les mêmes qu'en mécanique conventionnelle:

- modules actifs en ouverture: les boucles *bull loop* ou les ressorts ouverts comprimés;

– modules actifs en fermeture: les boucles *bull loop* ou *key loop*, les modules élastomériques ou les ressorts fermés hélicoïdaux tendus.

2.3. Modalités d'ancrage sur l'élément stable

La solidarisation de la vis à l'élément stable est réalisée par une ligature métallique torsadée avec deux ancrages possibles sur les dents.

Sur un bracket

La ligature métallique est ancrée en général pour un recul antérieur sur 5 et 1, pour un recul postérieur sur 3: soit elle s'attache au crochet du bracket, soit elle enlace la base du bracket, directement sur la *base mesh* et sous l'arc; c'est la solution la plus simple, on peut alors mettre en place toute mécanique intra-arcade conventionnelle (arc à boucles, arc de recul canine, etc.) sans se soucier de la ligature métallique attachée une fois pour toutes au bracket d'une des dents. Mais il faudra rester vigilant: seule cette dent est «bloquée» la mécanique devra reposer sur elle, l'arc lui n'est pas bloqué (*figures 13.35 à 13.37*), en cas de problème concernant la vis, cette dent subira un déplacement iatrogène.

Sur l'arc: sur un crochet d'ancrage en laiton soudé

Dans ce cas, la gestion de la mécanique est différente puisque seul l'arc est bloqué: les dents intermédiaires sont libres de glisser, le blocage d'une dent ou sa mobilisation doit s'appuyer soit sur des déformations de l'arc (*step* ou *bayonet* ou boucle) soit sur des éperons soudés (*figures 13.38 à 13.39*).

2.4. Modalités d'ancrage sur l'élément mobile (mécanique directe)

L'ancrage de la force sur l'élément mobile dépend bien sûr du type de déplacement (individuel ou de groupe), du module de force enfin de la mécanique globale.

Pour un recul antérieur individuel, nous préférons un ancrage du module élastomérique ou du ressort fermé étiré agissant directement sur le bracket; pour un recul de groupe, par exemple incisif, nous choisirons plutôt des ancrages sur l'arc: déformation de type oméga, crochets «pincés», ou crochets métalliques

soudés; ces derniers surtout permettent de moduler les composantes verticales en réglant les altitudes respectives vis/ancrage sur l'arc.

Pour les reculs prémolaires-molaires, nous disposons de dispositifs de déport de l'appui sur la vis d'ancrage (*figure 13.40*): la vis est reliée à un stop coulissant sur l'arc qui comprime un ressort ouvert reculant les molaires. En comparant les *figures 13.38 à 40*, nous voyons ainsi qu'il a été possible de moduler l'ancrage antéro-postérieur passif: 6-3-2-1 + vis (*figure 13.38*), 3-2-1 + vis (*figure 13.39*) ou vis seule (*figure 13.40*).

2.5. Gestion des ancrages

2.5.1. Définition et limitation des éléments stable et mobile

Que la mécanique soit directe ou indirecte, nous avons vu que l'élément stable doit être le plus important possible et l'élément mobile le plus léger possible.

2.5.2. Les groupes d'ancrage stables «à distance»

La nécessité, malgré l'appoint des vis, de disposer d'un rapport favorable ancrage mobile/ ancrage stable, va conduire à utiliser comme en mécanique orthodontique conventionnelle, des «groupes à distance».

Dans une phase de recul prémolaires-molaires en mécanique indirecte (ancrage stable constitué au début par le groupe antérieur 3-2-1), dès qu'un élément 7 puis 6, etc., a achevé son recul, il est bloqué (stop pincé, déformation de l'arc, éperon en laiton soudé). L'espace de la dent déjà reculée au groupe antérieur est fixé, l'arc étant bloqué antérieurement et ligaturé à la vis; le groupe d'ancrage stable pour le recul en cours (par exemple 6) devient: 3-2-1-7 déjà reculée et vis de soutien d'ancrage.

2.5.3. L'inversion des secteurs stable et mobile

Dans les déplacements d'arcade entière en forte classe II par exemple, la démarche imposée est: – première étape: mécanique indirecte obligatoire, recul prémolaires-molaires, avec ancrage stable antérieur et vis antérieure. Puis dépose de vis obligatoire pour la seconde étape et repose éventuelle (secteur postérieur).

– deuxième étape: mécanique indirecte ou mécanique directe, recul incisivo-canin, avec ancrage stable postérieur.

Il existe donc une inversion des secteurs stable et mobile. Augmenter l'ancrage stable de la première étape est favorable pour la mécanique de cette étape, mais défavorable pour l'étape suivant et vice-versa.

2.6. Gestion des reculs successifs des molaires et des prémolaires

La gestion des reculs successifs molaires et prémolaires va poser plusieurs problèmes techniques délicats:

- le risque de perte de contrôle des rotations axiales sur les molaires (6-7);
- la difficulté d'insertion des ressorts d'expansion dans des espaces interdentaires minimes en début;
- le risque de perte des espaces antérieurs existants par mésialement des dents d'appui du ressort ouvert;
- le blocage des dents déjà reculées pour qu'elles ne se re-mésialent pas et pour les utiliser éventuellement comme ancrage pour le recul des autres dents ou lors de la préparation d'ancrage mandibulaire.

2.6.1. Risque de perte de contrôle des rotations axiales sur les molaires

L'importance de la poussée d'écartement du ressort comprimé tend à provoquer une rotation vestibulo-mésiale des prémolaires ou molaires d'appui antérieur du ressort ouvert et une rotation vestibulo-distale des prémolaires ou molaires en cours de recul. La dernière molaire, toujours équipée d'un tube, recule sans problème et sans rotation axiale au-delà du jeu connu et très modéré de l'arc dans le tube.

La première molaire est sollicitée en rotation vestibulo-mésiale pendant le recul de la seconde, puis en rotation vestibulo-distale, lorsqu'elle recule elle-même. Nous avons trois solutions.

Premièrement: la première molaire est équipée d'un bracket auto-ligaturant passif: pour le recul de 7, le ressort comprimé est introduit aisément entre 6 et 7, puis repoussé pour permettre le

verrouillage de 6. Lors du recul de 6, une déformation de l'arc (*step* par exemple: il n'a pas à «traverser» lors de l'insertion le tube de 6 simplement ouvert) ou un stop pincé bloque la seconde molaire déjà distalée. L'arc avec le ressort comprimé entre 5 et 6 et le stop mésial à 7 est mis en place, puis le verrou de 6 est refermé et le stop est pincé au contact de 7 (*figures 13.41 à 13.44*).

Deuxièmement: la première molaire est équipée d'un tube (non transformable ou transformable mais qu'il ne faut surtout pas «décapsuler»): dans ce cas l'introduction d'un ressort comprimé entre les deux tubes molaire (6 et 7) est quasiment impossible. Il faut donc débager la dent de six ans, reculer la seconde molaire en appui sur la 5 (*figures 13.45 et 13.46*), puis rééquiper la dent de six ans avec un tube. Le ressort comprimé est facilement mis en place entre 5-6, mais le blocage de 7 est encore difficile: nous ne pourrions utiliser qu'un stop pincé ou vissé (la présence d'un tube sur la dent de six ans interdisant tout stop du type *step* ou soudage sur l'arc: *figures 13.47 et 13.48*).

Troisièmement: la première molaire est équipée d'un bracket conventionnel ou d'un transformable que nous «décapsulons»: il est impossible de mettre en place une ligature fortement serrée et ne prenant que les plots mésiaux pendant le recul de 7 ou que les plots distaux pendant le recul de 6 elle-même. Ceci est surtout vrai dans les cabinets où les brackets transformables des dents de six ans sont porteurs d'un tube FEB. Ce n'est donc pas une solution que nous recommandons.

Le contrôle des rotations axiales des prémolaires, qu'elles soient en appui ou en recul, ne pose guère de problème; l'accès pour ligaturer est aisé, et elles sont en général équipées de brackets quatre plots autorisant des ligatures «anti-rotation» sur deux plots seulement (*figures 13.29 et 13.30*, ligatures des plots mésiaux seuls sur la 25, appui antérieur du ressort comprimé).

2.6.2. Difficulté d'insertion des ressorts

La difficulté d'insertion des ressorts est liée bien sûr aux équipements des prémolaires et des molaires. Une manière classique de résoudre ce problème est le débagueage temporaire de la dent immédiatement mésiale à la dent en recul:

par exemple 6 pendant le recul de 7 qui se fait donc en appui sur 5, ou 5 pendant le recul de 6 qui se fait donc en appui sur 4.

L'introduction *a retro* d'un ressort, même pré-comprimé par une ligature, entre les tubes 6-7 est acrobatique. Par contre l'introduction du ressort est aisée si l'on dispose sur la dent d'appui, prémolaire ou molaire, d'un bracket 4 plots ou d'un bracket auto-ligaturant.

2.6.3. Risque de perte des espaces antérieurs existants par mésialement des dents d'appui du ressort ouvert

Surtout dans les cas d'extractions, il existe des espaces inter-dentaires répartis, particulièrement dans le groupe prémolaires-canines. Les mécaniques intra-arcades peuvent contribuer à des fermetures non souhaitables.

Le risque de perte des espaces existants doit être contrôlé, soit par des stops sur l'arc, soit par des ressorts fermés, soit en ancrant la ligature métallique directement sur l'extrémité antérieure du ressort comprimé, *via* un crochet coulissant (*figure 13.40*).

2.6.4. Blocage des dents déjà reculées

Le blocage des dents déjà reculées évite qu'elles ne se re-mésialent et permet de les utiliser éventuellement comme ancrage pour le recul des autres dents ou lors de la préparation d'ancrage mandibulaire. Le blocage peut être réalisé par des stops vissés ou pincés, des déformations sur l'arc (*step*, oméga ou *bayonet bend*) ou des soudages (éperon en laiton). Pour bloquer le recul de la 7 avant d'attaquer le recul de la dent de six ans, seuls les premiers sont possibles (stop pincés ou vissés), si la 6 est porteuse d'un tube ou d'un bracket transformable non «décapsulé».

2.7. Protocole standard

Nous utilisons des attachements de 0.022" X 0.028" (information de Roth) et des arcs acier de 0,019" X 0,026" pour la mécanique de glissement décrite. Si nous disposons d'un bracket auto-ligaturant passif sur la dent de six ans le protocole est simple :

1. Ancrage de la vis (espace 3-4) directement sur le bracket de 3 et sous l'arc.
2. Recul 7 par ressort comprimé 6-7.
3. Blocage de 7 par *step* mésial au tube et au contact, et ressort comprimé 6-5. Commencement de la préparation d'ancrage bas pas TIM III sur la 7 maxillaire
4. Blocage de 6-7 par *step* mésial au tube de 6 et au contact, et ressort comprimé 3-4 et module 7-5 (assurant le recul simultané de 4 et 5, ligature plots distaux seuls sur 4 et 5).
5. Achèvement de la préparation d'ancrage bas par TIM III.
6. Arc de recul antérieur (dépose des vis espace 3-4), ligature en chaîne 7-6-5-4., modules élastomériques du bloc prémolaires-molaires au bloc incisivo-canin. Traction intermaxillaire de classe II si l'arcade bas est bien préparée.
7. Intercuspitation-finition.

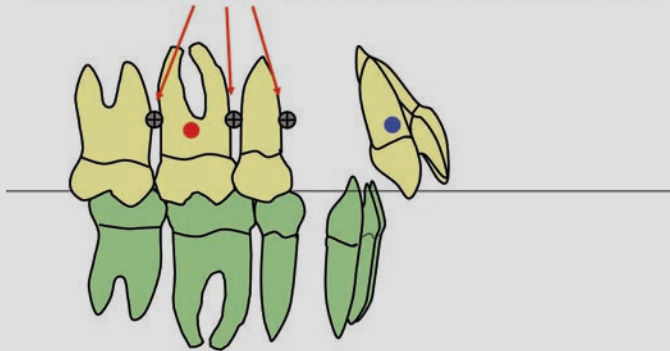
Si nous avons un bracket transformable, que nous ne décapsulons pas.

1. Ancrage de la vis (espace 3-4) directement sur le bracket de 3 sous l'arc. Dépose de la bague de 6(alignement nivellement achevés)
2. Recul 7 par ressort comprimé 5-7, ligature plots mésiaux seuls sur 5
3. Blocage de 7 par stop pincé mésial au tube et au contact (stop introduit *a retro*), et ressort comprimé 6-5 (6 est rebaguée). Éventuellement dépose de l'attachement de 5 et ressort 6-4. La prémolaire d'appui est ligaturée sur les plots mésiaux seulement. Commencement de la préparation d'ancrage bas par TIM III sur la 7 au maxillaire. La suite est identique (étapes 4-7)
4. Blocage de 6-7 par *step* mésial au tube de 6 et au contact, et ressort comprimé 3-4 et module 7-5 (assurant le recul simultané de 4 et 5).
5. Achèvement de la préparation d'ancrage bas par TIM III.
6. Arc de recul antérieur, ligature en chaîne 7-6-5-4., modules élastomériques du bloc prémolaires-molaires au bloc incisivo-canin. Traction intermaxillaire de classe II si l'arcade bas est bien préparée.
7. Intercuspitation-finition.

LOCALISATION DES VIS POUR UN REcul SECTORIEL ANTÉRIEUR

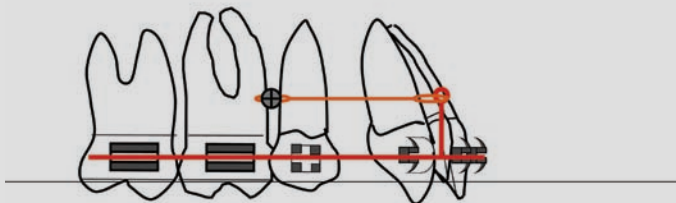
Figure 13.1

Mise en place de la vis au sein du groupe molaires-prémolaires



MÉCANIQUE DIRECTE DE REcul ANTÉRIEUR

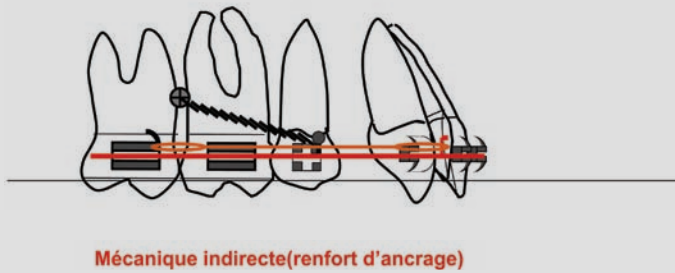
Figure 13.2



Mécanique directe

MÉCANIQUE INDIRECTE DE REcul ANTÉRIEUR

Figure 13.3

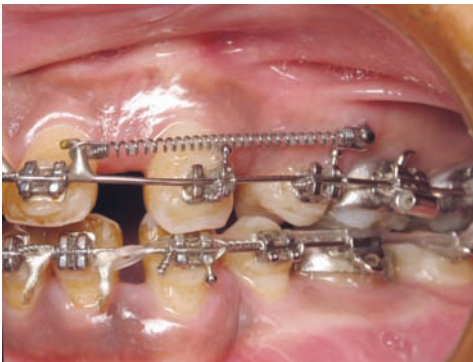


REcul INCISIF EN MÉCANIQUE DIRECTE. EXTRACTION DES QUATRE PREMIÈRES PRÉMO LAIRES: ANCRAGE STABLE 5-6-7 ET LA VIS (ESPACE 5-6), REcul DES CANINES ACHÉVÉ: RESSORT MÉTALLIQUE DIRECTEMENT DE LA VIS AUX INCISIVES (CROCHET SOUDÉ SUR L'ARC)

Figure 13.4

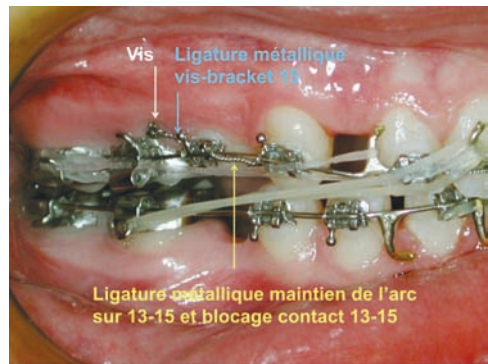
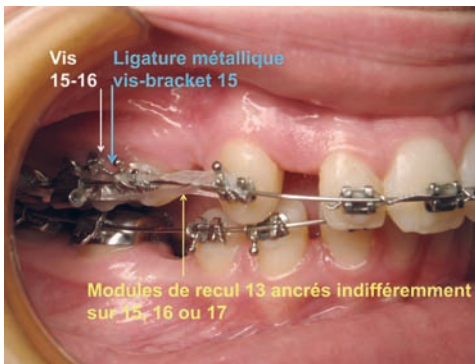
REcul INCISIVO-CANIN « EN MASSE », EN MÉCANIQUE DIRECTE. EXTRACTION DES QUATRE PREMIÈRES PRÉMO LAIRES: RESSORT MÉTALLIQUE DIRECTEMENT DE LA VIS (ESPACE 5-6) AU GROUPE INCISIVO-CANIN (CROCHET SOUDÉ SUR L'ARC)

Figure 13.5



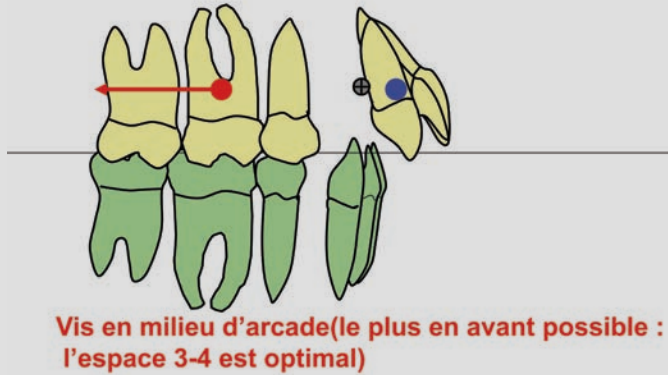
RECUL SÉPARÉ CANINE PUIS INCISIVES EN MÉCANIQUE INDIRECTE. ANCRAGE STABLE 5-6-7 ET VIS (ESPACE 5-6, ANCRÉE DIRECTEMENT SUR LE BRACKET DE 5). LES MODULES ÉLASTOMÉRIQUES ANCRÉS SUR 5, 6 OU 7 RECULENT SUCCESSIVEMENT LES CANINES (6) PUIS LES INCISIVES (7)

Figures 13.6 et 13.7



RECU GLOBAL D'ARCADE, PREMIÈRE ÉTAPE, LE RECU POSTÉRIEUR : LOCALISATION DES VIS ET MÉCANIQUE (ANCRAGE STABLE : SECTEUR ANTÉRIEUR 3-2-1 ET VIS)

Figure 13.8



RECU GLOBAL D'ARCADE, PREMIÈRE ÉTAPE, LE RECU POSTÉRIEUR : RECU RÉALISÉ

Figure 13.9

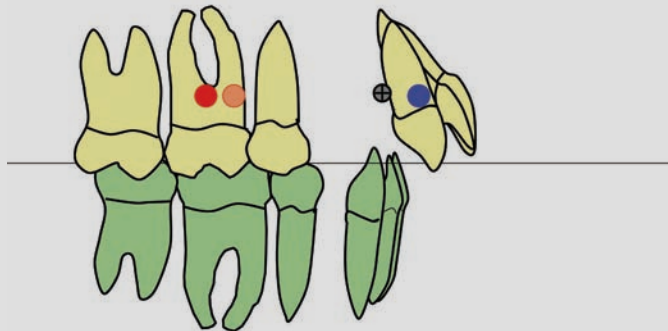
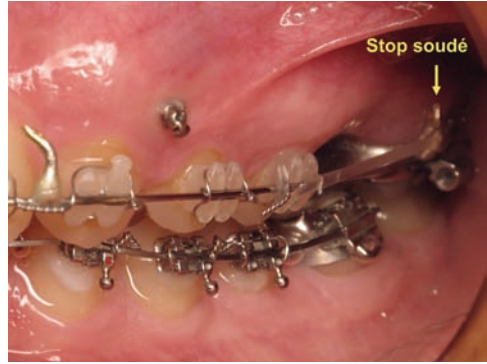


Figure 13.10



Figure 13.11



FIGURES 13.10 À 13.15 : EXTRACTION DES PREMIÈRES MOLAIRES : REcul DES PRÉMOLAIRES ET BLOCAGE DES SECONDES MOLAIRES. DEUX STOPS SOUDÉS PERMETTENT RESPECTIVEMENT LE BLOCAGE DU MÉSIALEMENT SPONTANÉ DES 7, ET L'ANCRAGE DE LA VIS SUR L'ARC. L'ANCRAGE STABLE EST : 1-2-3-7 ET VIS. LE REcul SIMULTANÉ DES DEUX PRÉMOLAIRES EST RÉALISÉ, D'ABORD PAR MODULES ÉLASTOMÉRIQUES ATTACHÉS À LA 7, PUIS PAR RESSORT COMPRIMÉ ENTRE 3 ET 4 (FIGURE 15).

Figure 13.12

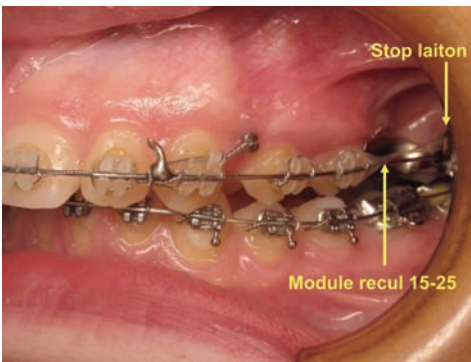
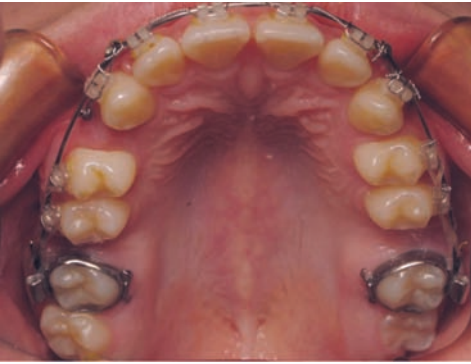


Figure 13.14*Figure 13.15*

FIGURES 13.16 À 13.25 : RECUL DES PREMIÈRES MOLAIRES PUIS DES PRÉMOLAIRES DANS UN CAS D'EXTRACTIONS DES SECONDES MOLAIRES.
LE RECUL DES 6 PAR RESSORT COMPRIMÉ 6-5 S'APPUIE SUR L'ANCRAGE STABLE 1-2-3-4-5 ET LA VIS (FIGURE 16 À 21). L'ANALYSE MÉCANIQUE RÉVÈLE UNE COMPOSANTE TANGENTIELLE IMPORTANTE, FT, INDUISANT UN RELÈVEMENT ANTÉRIEUR DE L'ARCADE MAXILLAIRE. L'ÉVOLUTION DE LA SUPRACLUSION CONFIRME L'ANALYSE. APRÈS BLOCAGE DE LA 6 RECULÉE (STEP UP SUR L'ARC, FIGURE 22), LES RECULS 4-5 SIMULTANÉS SONT FAITS PAR MODULE ÉLASTOMÉRIQUE 6-5 ET RESSORT COMPRIMÉ 3-4 (FIGURES 23 À 25). LE PANORAMIQUE TÉMOIGNE BIEN DU RECUL EN TRANSLATION PURE DES 6-5-4

Figure 13.16

Figure 13.17



Figure 13.18

Figure 13.19



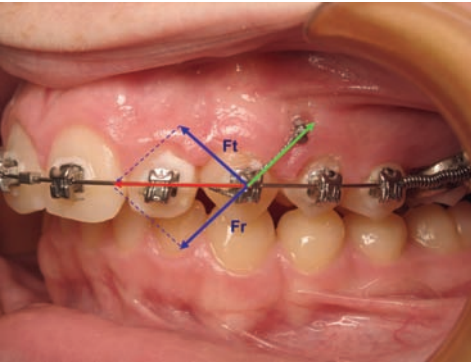
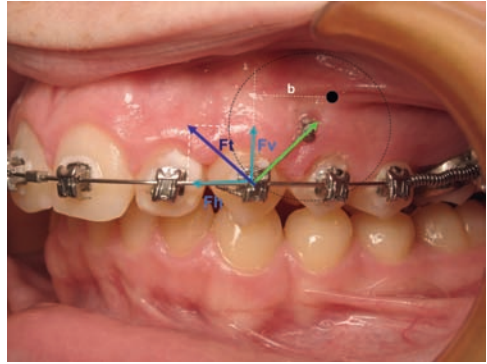
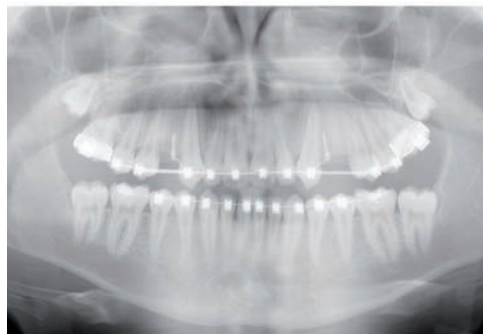
Figure 13.20*Figure 13.21**Figure 13.22**Figure 13.23*

Figure 13.24

Figure 13.25



FIGURES 13.26 À 13.32 : RECU COMPLET DU GROUPE MOLAIRES (7-6-5, PERTE DES PREMIÈRES PRÉMOLAIRES). PATIENT AVEC EXTRACTIONS ANCIENNES DES PREMIÈRES PRÉMOLAIRES SANS PRÉSERVATION DES ESPACES. LE RECU DES 7 EST RÉALISÉ PAR RESSORT COMPRIMÉ 5-7 (6 DÉBAGUÉE), FIGURES 26 À 28. ANCRAGE STABLE : 1-2-3-5 ET LA VIS. NOUS NOTERONS LE RECU SPONTANÉ DE LA 6 QUI « ACCOMPAGNE » LA 7. LA 6 EST ALORS REBAGUÉE ET RECUÉE PAR RESSORT COMPRIMÉ 5-6. LA 7 RECUÉE EST BLOQUÉE PAR STOP PINCÉ SUR L'ARC (FIGURES 29 À 31). ANCRAGE STABLE : STOP PINCÉ INTRODUIT A 1-2-3-5-7 ET LA VIS. ON NOTERA LA PRÉSERVATION CONSTANTE DES ESPACES 3-5 (RESSORT FERMÉ). LES TIM III ASSURENT LA PRÉPARATION D'ANCRAGE ET ÉVITENT DES VIS MANDIBULAIRES (FIGURE 31)

LE RECU DES 5 EST COMMENCÉ PAR MODULE ÉLASTOMÉRIQUE (FIGURE 32)

Figure 13.26

Figure 13.27



RECU 17

Figure 13.28



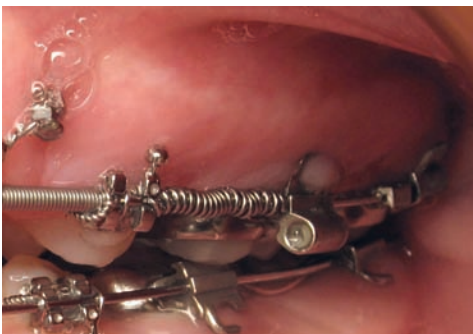
RECU 16 (17 BLOQUÉE PAR STOP PINCÉ)

Figure 13.29



RECU 16

Figure 13.30



MÉCANIQUE DE CLASSE III DÈS QUE LE RECU 17 EST ACHÉVÉ ET QU'ELLE EST BLOQUÉE

Figure 13.31



RECU 15

Figure 13.32



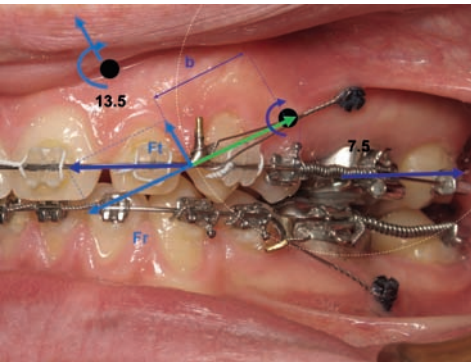
RECU MOLAIRE 6-7 « EN MASSE »

Figure 13.33



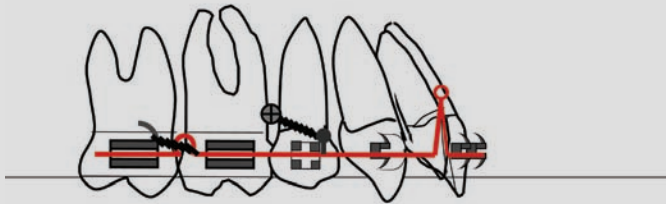
ANALYSE MÉCANIQUE DU RECU 6-7
(ANCRAGE STABLE 1.2.3.5 ET LA VIS)

Figure 13.34



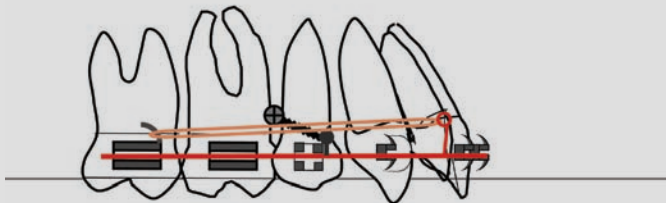
MÉCANIQUE INDIRECTE, ANCRAGE DE LA VIS SUR 5 : REcul ANTÉRIEUR PAR MÉCANIQUE CONVENTIONNELLE (RESSORT KEY LOOP). ANCRAGE STABLE : 5-6-7 ET LA VIS

Figure 13.35



MÉCANIQUE INDIRECTE, ANCRAGE DE LA VIS SUR 5 : REcul ANTÉRIEUR PAR MÉCANIQUE CONVENTIONNELLE (GLISSEMENT). ANCRAGE STABLE : 5-6-7 ET LA VIS

Figure 13.36

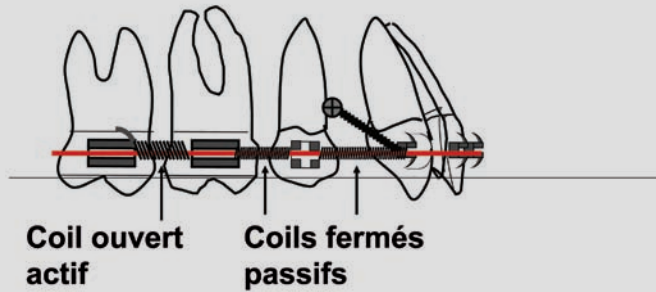


MÉCANIQUE INDIRECTE, ANCRAGE DE LA VIS SUR 3

RECU POSTÉRIEUR PAR RESSORT COMPRIMÉ 6-7.

LA GESTION DES ESPACES EXISTANTS EST LE PROBLÈME MAJEUR (RESSORTS FERMÉS)

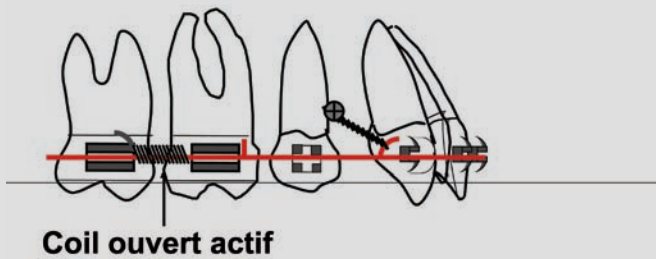
Figure 13.37



MÉCANIQUE INDIRECTE, ANCRAGE DE LA VIS SUR L'ARC

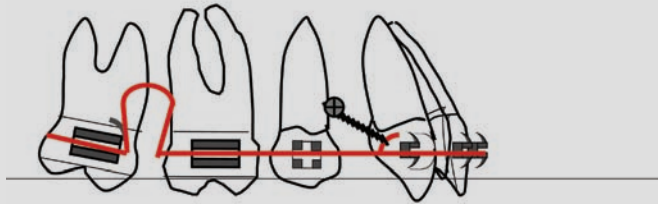
RECU POSTÉRIEUR PAR RESSORT COMPRIMÉ 6-7. LA GESTION DES ESPACES LATÉRAUX EST ASSURÉE PAR UN STOP MÉSIAL À 6 ET AU CONTACT

Figure 13.38



MÉCANIQUE INDIRECTE, ANCRAGE DE LA VIS SUR L'ARC : REcul POSTÉRIEUR PAR *BULL LOOP*

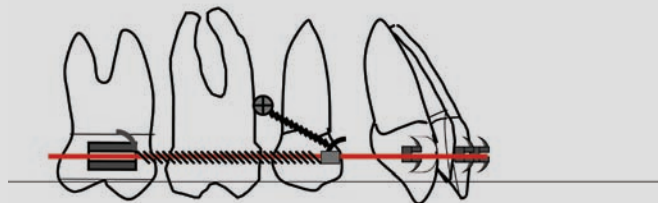
Figure 13.39



DISPOSITIF DE DÉPORT DE L'APPUI ANTÉRIEUR DU RESSORT COMPRIMÉ.

LA VIS EST ATTACHÉE À UN CROCHET GLISSANT QUI MAINTIEN LE RESSORT COMPRIMÉ ANTÉRIEUREMENT. L'ARC NE SUBIT AUCUNE CONTRAINTE ANTÉRO-POSTÉRIEURE

Figure 13.40



Coil ouvert actif

FIGURES 13.41 À 13.44 : BRACKET AUTO-LIGATURANT FACILITANT LA MISE EN PLACE D'UN STOP PINCÉ BLOQUANT 17 ET D'UN RESSORT COMPRIMÉ 15-16

LE BRACKET DE 16 A ÉTÉ REFERMÉ SUR L'ARC AVEC EN MÉSIAL LE RESSORT ET EN DISTAL LE STOP. CELUI-CI EST RECLÉ PUIS ÉCRASÉ AVEC UNE PINCE DE WEIGARTH.

Figure 13.41

LE RESSORT EST EN PLACE ET L'ARC LIGATURÉ, LE SERRAGE EST PARACHEVÉ AVEC UNE PINCE COUPANTE.

Figure 13.42



Figure 13.43



Figure 13.44



FIGURES 13.45 ET 13.46 : REcul SANS BRACKET AUTO-LIGATURANT : REcul DE LA DERNIÈRE MOLAIRE (7). L'INSERTION D'UN RESSORT COMPRIMÉ ENTRE LES DEUX TUBES 6 ET 7 EST QUASI-IMPOSSIBLE. LE DÉBAGUAGE DE 6 PERMET LE REcul 7 PAR RESSORT COMPRIMÉ 7-5

Figure 13.45



Figure 13.46



FIGURES 13.47 ET 13.48 : REcul SANS BRACKET AUTO-LIGATURANT : REcul DE L'AVANT-DERNIÈRE MOLAIRE (6) ET BLOCAGE DE LA DERNIÈRE DÉJÀ REculÉE (7). LA 6 EST REBAGUÉE AVEC UN TUBE CLASSIQUE : L'INSERTION SIMULTANÉE D'UN RESSORT 5-6 ET D'UN STOP PINCÉ MIS EN PLACE A RETRO EST CLINIQUEMENT DIFFICILE. LE PINCEMENT DU STOP AU CONTACT DU BRACKET DE 7 EST AUSSI DÉLICAT

Figure 13.47



Figure 13.48



CONCLUSION

Au cours de ce long voyage initiatique dans le monde de la mécanique orthodontique, nous espérons surtout avoir habitué chaque lecteur à une démarche d'analyse physique. Bien sûr nous ne prétendons pas avoir présenté tous les schémas mécaniques utilisés dans notre spécialité! Mais la démarche d'analyse systématique reste, alors même que les mécaniques varient à l'infini: le *check-up* de départ est donc toujours identique:

- Quel est l'objectif terminal: un déplacement sectoriel est-il suffisant ou bien un déplacement global, «en masse», de l'arcade est-il nécessaire avec le plus souvent une démarche en deux étapes?
- Quelles sont pour chaque étape thérapeutique les éléments stables et les éléments mobiles?
- Quels sont leurs poids respectifs?
- Quels renforts d'ancrage pouvons-nous envisager en cas de conditions d'équilibre mobile/stable peu favorables?
- Quels sont les solidarisations «à distance» à établir et à contrôler pour renforcer le groupe stable?
- La mécanique d'étape est-elle directe ou indirecte?
- Quelles sont les liaisons intervenant, «glissière» au sein de l'arcade ou ancrage «absolu» avec liberté de rotation autour de la vis?
- Quelles sont les pertes d'information au niveau du système arc-bracket?

– Quels sont les effets parasites liés à cette perte d'information?

– Quels sont les effets parasites liés aux forces «incompatibles» avec les liaisons?

Une réponse claire *ex ante* à ces questions, indépendamment de tout calcul compliqué, éviterait bien des erreurs et parfois des catastrophes cliniques!

Comme nous l'avions annoncé dans l'introduction, nous avons volontairement évité de donner trop de détails technologiques, de schémas techniques ou de photographies, afin de ne pas entrer dans des débats commerciaux, ceci pour les brackets, les arcs et les vis.

Nous sommes persuadés que ce livre sera un support solide pour les étudiants en cours de formation de spécialité, mais nous espérons aussi pouvoir enfin répondre à la demande des praticiens chevronnés qui nous ont souvent interpellés dans ce sens: mais quel est l'ouvrage de référence?

Puissent les uns et les autres se décider comme Alice, à franchir le miroir pour entrer dans ce «Pays des merveilles» qu'est la mécanique orthodontique!

ANNEXE 2 CHAPITRE 2: BIOLOGIE DU DÉPLACEMENT DENTAIRE UNITAIRE

1. Rappels de mathématique: le produit vectoriel

Le produit vectoriel est une opération qui, à partir de deux opérants \vec{a} et \vec{b} , détermine un vecteur \vec{c} , défini par:

$$\vec{OA} = \vec{a} = \begin{pmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \end{pmatrix} \quad \vec{OB} = \vec{b} = \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \end{pmatrix}$$

$$\vec{OA} \times \vec{OB} = \vec{a} \times \vec{b} = \begin{pmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_A \cdot z_B - y_B \cdot z_A \\ z_A \cdot x_B - z_B \cdot x_A \\ x_A \cdot y_B - y_A \cdot x_B \end{pmatrix}$$

Le vecteur produit vectoriel est perpendiculaire au plan défini par les deux opérants (*figure A.2.1*).

2. Rappels de mécanique générale

2.1. Moment d'une force

Le moment d'une force \vec{F} par rapport à un centre de rotation choisi, O, est un vecteur $\vec{M}_{F/O}$; il se définit par le produit vectoriel (*figure A.2.2*):

$$\vec{M}_{F/O} = \vec{PO} \times \vec{F} \quad |\vec{M}_{F/O}| = |\vec{OP}| \cdot |\vec{F}| \cdot \sin \theta$$

$$M_{F/O} = OP \cdot F \cdot \sin \theta = OH \cdot F$$

P est le point d'application de la force qui est un vecteur lié.

Le vecteur moment dépend du choix du point O; si O est sur l'axe de la force (OP et F parallèles) le moment est nul; si O s'éloigne de P, le bras de levier OH augmente et le moment augmente. La rotation se fera autour de l'axe du vecteur et dans le sens direct. L'intensité de l'action dépend du module du moment.

2.2. Moment résultant d'un système de forces

Lorsque nous exerçons sur un solide matériel des forces F_A en A, F_B en B, F_C en C, etc., il faut calculer séparément les moments de F_A , de F_B , de F_C , etc., par rapport au centre de rotation choisi O, puis il suffit de faire la somme vectorielle des vecteurs moments des différentes forces: le vecteur «moment résultant» ainsi obtenu détermine par son axe l'axe de la rotation, par son sens, le sens de cette rotation, et par son module, l'intensité de l'action de rotation induite.

$$\vec{M}_{R/O} = \vec{OA} \times \vec{F}_A + \vec{OB} \times \vec{F}_B +$$

$$\vec{OC} \times \vec{F}_C \dots = \vec{M}_{F_A/O} + \vec{M}_{F_B/O} + \vec{M}_{F_C/O} \dots$$

La *figure A.2.3* montre le moment résultant autour de O des deux forces F_A et F_B , appliquées aux sommets A et B du cube.

2.3. Moment d'un couple

Un couple est l'ensemble de deux forces: parallèles – de directions opposées – de même module – de points d'applications différents P et P'.

Les moments de F et F' par rapport à un centre de rotation quelconque O, s'écrivent:

$$\vec{M}_{F/O} = \vec{OP} \times \vec{F} \quad \vec{M}_{F'/O} = \vec{OP'} \times \vec{F'}$$

Le moment résultant est donc:

$$\vec{M} = \vec{M}_{F/O} + \vec{M}_{F'/O} = \vec{OP} \times \vec{F} + \vec{OP'} \times \vec{F'}$$

$$= -\vec{OP} \times \vec{F'} + \vec{OP'} \times \vec{F} = \vec{PP'} \times \vec{F}$$

Le vecteur moment résultant M est donc perpendiculaire au plan défini par PP' et par F ou F'. Il a pour module:

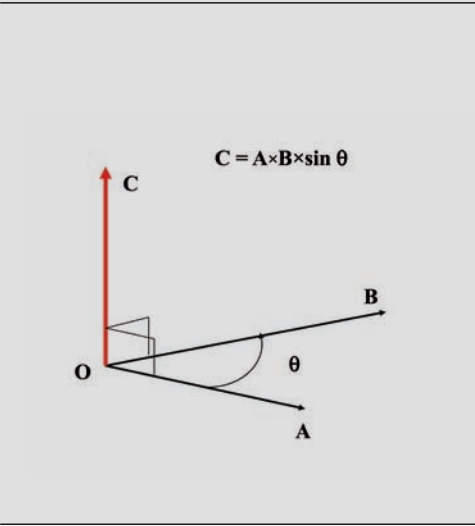
$$[M] = [PP'] \times [F] \times \sin \theta$$

θ désignant l'angle entre F et PP'.

Le résultat important est qu'il ne dépend en aucune façon du centre de rotation.

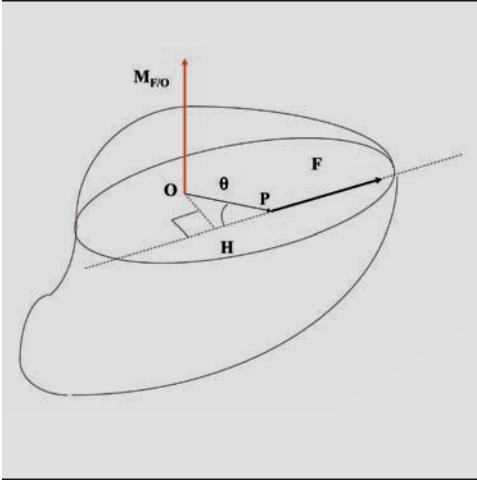
DÉFINITION DU VECTEUR PRODUIT VECTORIEL (C)

Figure A2.1



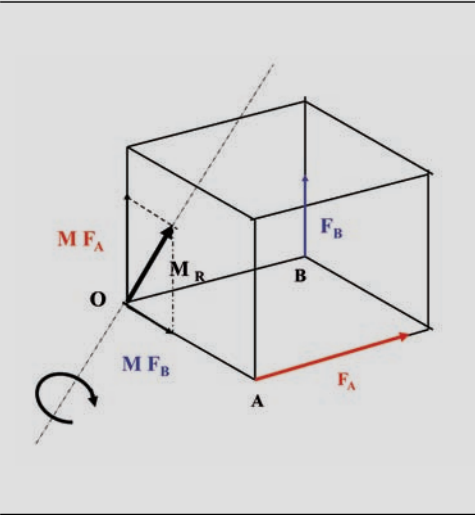
DÉFINITION DU VECTEUR MOMENT $M_{F/O}$
D'UNE FORCE F PAR RAPPORT À UN CENTRE
DE ROTATION DÉTERMINÉ O

Figure A2.2



MOMENT RÉULTANT PAR RAPPORT À O
DES MOMENTS DE DEUX FORCES APPLIQUÉES
EN DES POINTS DIFFÉRENTS

Figure A2.3



ANNEXE 3 CHAPITRE 3: BIOMÉCANIQUE DES GROUPES DENTAIRE

Calcul du centre de résistance d'un groupe dans un repère orthonormé

Si les dents A, B, C, D, etc. ont:

— pour coefficients d'ancrage:

$C_A, C_B, C_C, C_D, \text{etc.};$

— pour coordonnées respectives de leurs centres de résistance:

$(x_A, y_A, z_A), (x_B, y_B, z_B), (x_C, y_C, z_C), \text{etc.}$

Le centre de résistance du groupe C_G a pour coordonnées C_Gx, C_Gy et C_Gz :

$C_Gx = (C_A \cdot x_A + C_B \cdot x_B + C_C \cdot x_C + C_D \cdot x_D, \text{etc.}) /$

$(C_A + C_B + C_C + C_D).$

$C_Gy \dots$

$C_Gz \dots$

ANNEXE 4 CHAPITRE 4: STATIQUE DU RESSORT FLÉCHI ENCASTRÉ À SES EXTRÉMITÉS

1. Équations d'équilibre du ressort

La *figure A4.1* permet d'établir les équations 1 à partir de l'équilibre du ressort.

Les sommes des forces et moments reçus par l'EUA (ϕ_i, ϕ'_i, μ_i et μ'_i , flèches rouges) s'annulent puisqu'il est au repos.

Somme des forces: $\phi_i + \phi'_i = 0$

Somme des moments, calculés en B:

$$\mu_i + \mu'_i + l.f'_i = 0$$

Le principe de l'égalité de l'action et de la réaction à l'équilibre donne des forces et moments exercés (bleu) égaux et directement opposés:

$$f_i = -\phi_i, f'_i = -\phi'_i, m_i = -\mu_i, m'_i = -\mu'_i$$

Les équations ci-dessous résultent donc simplement de l'équilibre du ressort et sont indépendantes du dessin du ressort comme des paramètres techniques, section et matériau du fil métallique utilisé.

$$f_i = -f'_i \\ m_i + m'_i = l.f_i$$

2. Rappel de mécanique des poutres fléchies

Une poutre encastrée à son extrémité gauche O, subissant un effort tranchant F_x en x est en équilibre lorsque moment résultant et force résultante sont nuls (*figure A 4.2*).

M_o : moment en O, au niveau de l'encastrement

M_x : moment en x, exercé sur la section en x

F_o : effort tranchant en O, au niveau de l'encastrement

F_x : effort tranchant en x, exercé sur la section en x (moments comptés dans le sens trigonométrique et forces selon l'axe y, de bas en haut)

L'équilibre s'écrit:

$$F_o + F_x = 0 \quad (1)$$

$$M_o + M_x - x.F_o = 0 \quad \text{ou} \quad M_x = x.F_o - M_o \quad (2)$$

La mécanique des poutres fléchies sans poids nous apprend que la courbure de la poutre au niveau de x , $y''(x)$ s'écrit :

$$y''(x) = Mx/E.I = (x.Fo - Mo)/E.I \text{ ou } E.I.y''(x) = x.Fo - Mo \quad (3)$$

Nous obtenons par intégrations successives :

$$EI y'(x) = x^2.Fo/2 - x.Mo + C1 \quad (4)$$

$$EI y(x) = x^3.Fo/6 - x^2.Mo/2 + x.C1 + C2 \quad (5)$$

En écrivant les conditions aux limites, nous trouvons facilement les constantes d'intégration, $C1$ et $C2$:

Au point O : $x=0$ $y'(x) = \tan \alpha = \alpha$

$E.I.\alpha = C1$ et $0 = C2$

Au point O' : $x=l$ $y'(x) = \tan \alpha' = \alpha'$ $y=0$

$$E.I.y'(l) = E.I.\alpha' = l^2.Fo/2 - l.Mo + C1 \quad (6)$$

$$E.I.y(l) = 0 = l^3.Fo/6 - l^2.Mo/2 + l.C1 + C2 \quad (7)$$

Ces deux dernières équations associées aux deux équations d'équilibre (1 et 2), donnent immédiatement Fo , Fo' , Mo et Mo' :

$$Fo = -6 E.I(\alpha + \alpha')/l$$

$$Fo' = 6 E.I(\alpha + \alpha')/l^2$$

$$Mo = -2 E.I(2\alpha + \alpha')/l$$

$$Mo' = -2 E.I(\alpha + 2\alpha')/l$$

L'équation de la déformée est ainsi parfaitement connue.

3. Discussion des situations possibles

L'existence d'un point d'inflexion sur la déformée conditionne l'existence d'une situation en S. Sur le plan mathématique, cela exige :

$$EI.y''(x) = 0 \text{ ou d'après 3, } x.Fo - Mo = 0$$

$$x = Mo/Fo = \{-2 E.I(2\alpha + \alpha')/l\} / \{-6 E.I(\alpha + \alpha')/l^2\}$$

$$x = l.(2\alpha + \alpha') / 3(\alpha + \alpha') = l.(1 + 2t) / 3(1 + t)$$

$$x = l/3. \{2 - 1/(1 + t)\} \text{ avec } t = \alpha/\alpha'$$

t : paramètre de situation varie entre moins l'infini et plus l'infini.

La discussion montre qu'il existe une valeur solution t pour une valeur donnée du paramètre

x comprise entre 0 et l , lorsque :

$$t < -2 \text{ ou } t > -1/2$$

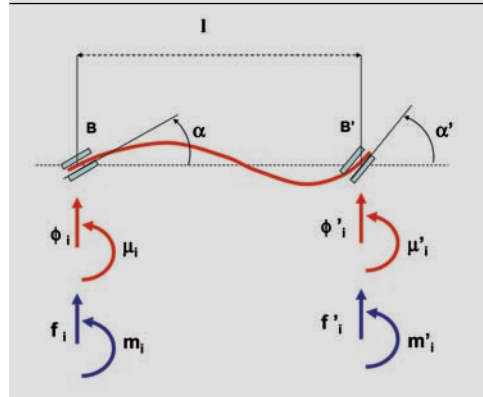
Les situations en V correspondent donc à $-2 < t < -1/2$.

Les situations en S aux autres situations.

Les situations «frontières», de V asymétrique pur correspondent à $t = -2$ et $t = -1/2$.

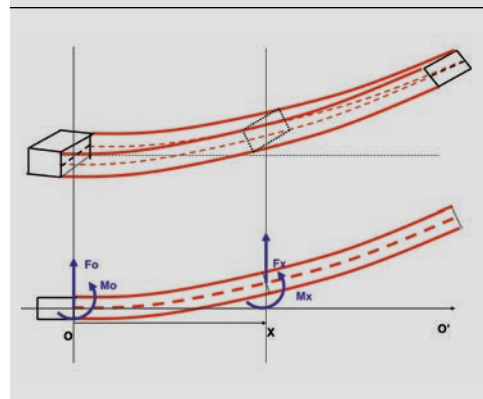
DÉTERMINATION DES ÉQUATIONS D'ÉQUILIBRE

Figure A4.1



RAPPEL DE LA MÉCANIQUE DES POUTRES FLÉCHIES

Figure A4.2



ANNEXE 6 CHAPITRE 6: MÉCANIQUE MULTIATTACHE

1. Modèle multi-attachement à deux dimensions

Les n dents d'un multibague sont reliées entre elles par $n-1$ EUA. Soit E_i l'EUA relié à gauche à la dent D_i et à droite à la dent D_{i+1} (figure 6.1):

Les actions de E_i à gauche (D_i), f_i et m_i , peuvent être choisies.

Les actions de E_i à droite (D_{i+1}), f'_i et m'_i , sont déterminées.

Ce sont les actions globales subies par les dents qui intéressent le praticien :

Pour chaque dent intermédiaire (D_i), au nombre de $n-2$, la force F_i et le moment M_i subis sont les sommes des actions reçues de droite et de gauche. Nous appellerons F_i et M_i ces actions globales.

$$(3) \quad D_i \left| \begin{array}{l} F_i = f_i + f'_{i-1} \\ M_i = m_i + m'_{i-1} \end{array} \right. \quad (n-2 \text{ équations})$$

Pour les dents terminales D_1 et D_n , les actions ne sont reçues que d'un seul côté (figure 6.2):

$$(4) \quad D_1 \left| \begin{array}{l} F_1 = f_1 \\ M_1 = m_1 \end{array} \right.$$

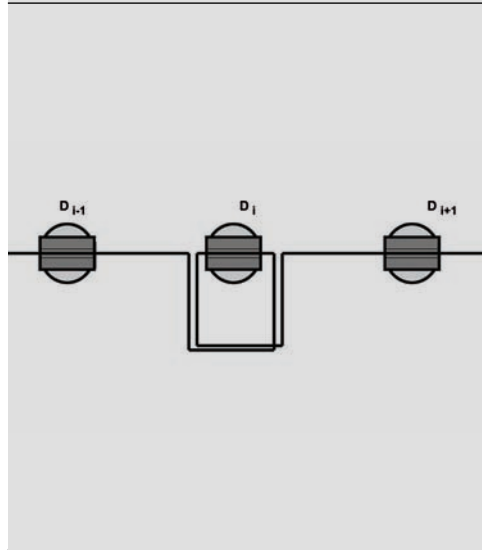
$$(5) \quad D_n \left| \begin{array}{l} F_n = f'_{n-1} \\ M_n = m'_{n-1} \end{array} \right.$$

Le décompte des inconnues et des équations montre qu'il est impossible de choisir arbitrairement les $2n$ variables d'action globale (F_i et M_i). Il existe deux équations linéaires établissant des contraintes dans le libre choix des variables d'action globale.

Lorsque 2 ($n-1$) actions globales ont été choisies, les deux dernières sont déterminées par ces équations de liaison déjà citées *in texto*, qui s'écrivent dans l'hypothèse schématique où les EUA sont de même longueur l :

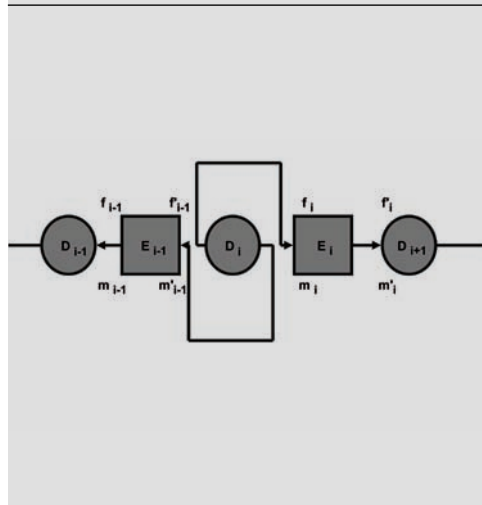
CAS PARTICULIER DE LA BOUCLE QUADRANGLE

Figure A6.1



CAS PARTICULIER DE LA BOUCLE QUADRANGLE. LES RACCORDEMENTS INVERSÉS DE LA BOUCLE QUADRANGLE

Figure A6.2



$$(1) \sum_{i=1}^n F_i = 0$$

$$(2) \sum_{i=1}^n M_i = l F_{(n-1)} + 2l F_{(n-2)} \dots + (n-2)l F_2 + (n-1)l F_1$$

Ce qui peut encore s'écrire :

$$(2') \sum_{i=1}^n M_i = -l F_2 - 2.l F_3 - 3.l F_4 \dots - (n-2)l F_{(n-1)} - (n-1)l F_n$$

Le premier membre de l'équation est la somme des moments des couples exercés sur les dents. Le second membre n'est autre que le moment résultant des forces verticales exercées sur les dents, calculé autour de la dent D_n (2) ou D_1 (2'). Les calculs sont réalisés dans l'hypothèse très simplificatrice de distances inter-brackets égales et de largeurs de brackets négligeables par rapports aux distances inter-brackets. La formule (2) a donc surtout une valeur pédagogique.

2. Boucle quadrangle

La boucle quadrangle d'une anatomie pourtant simple est paradoxale puisque la fixation des éléments unitaires d'arc est inversée (figures A6.1 et A6.2).

ANNEXE 10 CHAPITRE 10: LES LIAISONS EN ORTHODONTIE

1. Analyse mécanique d'une charnière

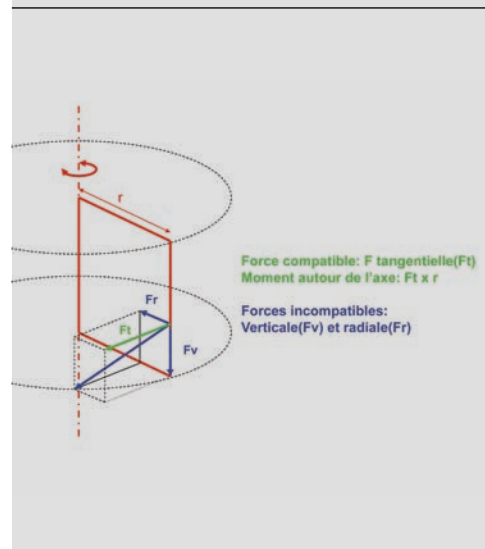
Figure A10.1: une force quelconque appliquée sur la porte se décompose en forces compatibles et incompatibles. La composante F_t compatible provoque le mouvement, les composantes F_v et F_r se heurtent à la résistance verticale et transversale des gongs.

2. Remarque sur les phénomènes de friction

La plupart des études sur la friction montrent d'une part des niveaux de forces de friction importants et d'autre part des différences selon les matériaux et les géométries en contact (arc d'une part et gorge du bracket d'autre part). Mais la majorité des expériences sont des tests statiques en laboratoire.

LIAISON DE TYPE CHARNIÈRE

Figure A10.1



Les résultats comparatifs sont à retenir: deux situations distinctes au niveau du contact arc-gorge, qui montrent des différences importantes de forces de friction dans un modèle statique de laboratoire, présenteront probablement les mêmes différences *in vivo*.

Par contre l'importance du phénomène frictionnel doit sûrement être minimisée *in vivo*. Les dents réelles sous bagues ont un espace et donc une élasticité ligamentaire augmentée, elles sont en outre sans cesse mobilisées par l'activité masticatoire. Un arc-boutement minime, bloquant le mouvement en laboratoire, ne manquera pas de se «dés-arc-bouter» dans la réalité dynamique biologique.

Avec un sous-dimensionnement de l'ordre de .002 à .003, les glissements sont toujours harmonieux en clinique.

3. Les forces et moments exercés par un arc fléchi

Les forces et moments exercés par un arc fléchi sur les brackets à droite et à gauche dépendent des positions angulaires des brackets et de la longueur, l , du secteur fléchissant selon des lois respectivement en $1/l^2$ et en $1/l$ (chapitre 4).

$$f_i = -6EI(a + a')/l^2 \quad m_i = -2EI(a' + 2a)/l$$

Lorsque les brackets sont décalés de d dans le sens vertical, sans déformation angulaire (situation en S symétrique; $a = a'$, et $a = d/l_0$), les forces verticales exercées suivent des lois en $1/l^2$ (figure A.10.2). L'adjonction d'une boucle de fermeture augmente la longueur des secteurs fléchissants de l'arc d'un facteur 2.5 à 3 (figure A10.3). Les forces verticales qui assurent la «rigidité» du fil dans l'espace inter-dentaire sont ainsi diminuées dans un facteur de 1/6.25 à 1/9.

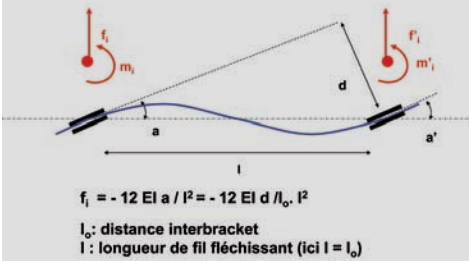
Lorsque les brackets sont angulés symétriquement (situation en V symétrique; $a = -a'$, angulation globale $2a$), les moments exercés de part et d'autre de l'espace inter-dentaire suivent des lois en $1/l$ (figure A10.4), les moments de redressement du fil fléchi, sont donc diminués par l'adjonction de boucles dans un facteur $1/2.5$ à $1/3$ (figure A.10.5).

Le paramètre matériau, paramètre de rigidité E , varie seulement de 4,70 en passant de l'acier inoxydable au nickel-titane conventionnel.

Mais le paramètre de section I varie respectivement en passant d'un arc rond .014, .016, .018, ou .020 à un arc de rectangulaire de section .019 x .026, d'un facteur 7,07, 4,73, 2,95 ou 1,94. Ainsi l'introduction d'une boucle de fermeture classique, sur un arc acier .019 x .026 lui donne le comportement transversal ou vertical dans l'espace d'extraction, voisin de celui d'une portion de fil rond de .018 de même matériau pour une flexion simple, ou même d'un fil rond de .014 pour une déformation «en marche d'escalier» (acier .018 rapport de rigidité avec l'arc acier .019 x .026: 2.95; acier .014, rapport de rigidité avec l'arc acier .019 x .026: 7,07).

ACTION DE L'ÉLÉMENT UNITAIRE D'ARC LORSQUE
DEUX BRACKETS CONSÉCUTIFS SONT DÉCALÉS
DE D SANS ANGULATION (SITUATION EN S)

Figure A10.2



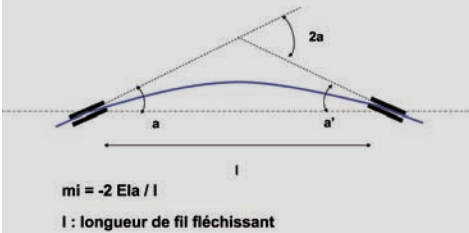
L'ADJONCTION D'UNE BOUCLE DE FERMETURE
AUGMENTE LA LONGUEUR DES SECTEURS
FLÉCHISSANTS

Figure A10.3



ACTION DE L'ÉLÉMENT UNITAIRE D'ARC LORSQUE
DEUX BRACKETS CONSÉCUTIFS SONT ANGULÉS
SANS DÉCALAGE VERTICAL (ANGULATION 2A:
SITUATION EN V)

Figure A10.4



L'ADJONCTION D'UNE BOUCLE DE FERMETURE
AUGMENTE LA LONGUEUR DES SECTEURS
FLÉCHISSANTS

Figure A10.5

